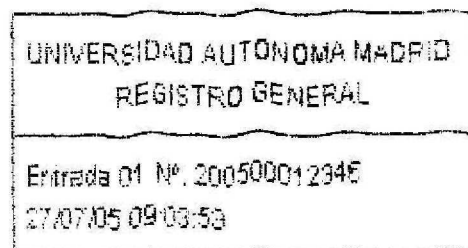


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID  
FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

DESARROLLO DE UN SIMULADOR  
ESTÁTICO PARA ESTUDIOS  
BIOMECÁNICOS FOTO-ELÁSTICOS DEL  
SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO  
MASTICATORIO



Reg. F. M. 25. 442

JOSÉ LUIS CEBRIÁN CARRETERO  
MADRID, 2005



**Facultad de Medicina  
Departamento de Cirugía**

D. JOSÉ ANTONIO RODRÍGUEZ MONTES, Catedrático de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad Autónoma de Madrid, y DÑA. MARIA TERESA CARRASCAL MORILLO, Profesora Titular de Ingeniería Mecánica de la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales de la Universidad Nacional de Educación a Distancia,

**CERTIFICAN :**

Que D. JOSÉ LUIS CEBRIÁN CARRETERO, lleva trabajando en su Tema de Tesis Doctoral sobre "DESARROLLO DE UN SIMULADOR ESTÁTICO PARA ESTUDIOS BIOMECÁNICOS FOTO-ELÁSTICOS DEL SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO MASTICATORIO", en los laboratorios de la Escuela de Ingenieros Industriales de la UNED desde Octubre de 2002.

Que el material y la Bibliografía utilizados han sido cuidadosamente obtenidos y seleccionados en continuo estudio cuyos resultados y conclusiones hacen estimar a los que suscriben, como Directores de su Tesis, que puede ser presentada y defendida a efectos de ser juzgada por el Tribunal que en su día se designe.

Y para que conste a los efectos oportunos, firman el presente certificado en Madrid, a veinte de mayo de 2005.

Prof. J. Antonio Rodríguez Montes

Prof. Mª Teresa Carrascal Morillo



*Dedicado a mi familia*

*"Dadme un punto de apoyo y moveré el Mundo"*  
(ARQUÍMEDES)

# Agradecimientos

Al Dr. Rodríguez Montes, por su incondicional apoyo a la hora de realizar este trabajo.

A la Dra. M. Teresa Carrascal, por su vitalidad contagiosa, su ánimo y su ayuda en las técnicas ingenieriles.

A mi mujer, Susana, y mis hijos, Rodrigo y Celia, por tantos momentos robados que espero poder devolverles.

A mis padres, por haberme dado todo su cariño, y haberme inculcado la responsabilidad en el trabajo bien hecho.

A mis hermanos, por haberme profesado siempre admiración y cariño.

A toda mi familia, y muy especialmente a mi tía Lala, q.e.p.d., por tantos cafés en momentos de sueño, y tantas tilas en momentos de agobio; a mi abuela Brígida, q.e.p.d., por la ilusión transmitida en sus últimos años de vida y a mis padrinos, por haber hecho de mis logros los suyos.

A mis maestros, desde la infancia hasta hoy, y muy especialmente a mi padre, el Dr. Cebrián Pérez, a los doctores Sierra Nieto, Berguer Sáñez, Chamorro Pons, Burgueño García y Martorell Martínez, por su influencia en mi desarrollo personal y profesional.

A las Dras. Gómez Ramos y Morán Cabré, por haberme enseñado a amar la investigación y haberme ofrecido su amistad.

A todos mis compañeros y amigos del Servicio de Cirugía Máxilofacial del H.U. La Paz, por su participación en mi formación como médico y persona.

A todo el personal de hospitalización, quirófanos y consultas de este Servicio, por su cariño y apoyo.

A todos mis Residentes, y especialmente a Chus, Néstor y José, por lo mucho que hemos aprendido juntos, y su ayuda y lealtad en todo momento.

A Germán Vincent, por su amistad, sus aportaciones y su inestimable ayuda, sin la cual habría sido imposible la elaboración y desarrollo de este proyecto.

Al Dpto. de Mecánica de la ETSII de la UNED.

Al Dpto. de Fabricación y Construcción de la ETSII de la UNED.

Al Dr. Ros, por su ayuda para recorrer el arduo camino de la Ingeniería Mecánica.

Al Ilustre Tribunal, que tendrá la gentileza de juzgar este trabajo, para la obtención del grado de Doctor.

# Índice

12	Introducción
13	A. BIOMECÁNICA DEL SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO MASTICATORIO
15	A.1. ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA
15	A.1.1. Anatomía de los huesos
15	1. <i>El cráneo</i>
17	2. <i>La mandíbula</i>
19	3. <i>El hioides</i>
20	A.1.2. Anatomía y función de los músculos
23	A.2. FISIOLÓGÍA Y BIOMECÁNICA DEL SISTEMA
23	A.2.1. La articulación témporo-mandibular (ATM)
24	A.2.2. Características del material óseo
26	A.2.3. Características biomecánicas del sistema
26	1. <i>Características morfológicas y estructurales del hueso mandibular</i>
28	2. <i>Características de fuerzas aplicadas sobre el hueso mandibular</i>
33	B. PROBLEMÁTICA DE LA MANDÍBULA Y EL SISTEMA MUSCULAR MASTICATORIO
33	B.1. PATOLOGÍAS Y TRAUMATISMOS
38	C. ANÁLISIS BIOMECÁNICO
38	C.1. ANTECEDENTES
40	C.2. TÉCNICAS DE ANÁLISIS NUMÉRICAS Y EXPERIMENTALES. APLICACIONES
41	C.2.1. Análisis numérico
41	1. <i>Aplicación del método de los elementos finitos</i>
42	2. <i>Particularidades de la aplicación del método de los elementos finitos en biomecánica</i>
42	3. <i>Función del método de los elementos finitos en biomecánica</i>
45	C.2.2. Análisis experimental
45	1. <i>Extensimetría eléctrica</i>
47	2. <i>Técnicas de campo continuo: Foto-elasticidad, barnices frágiles.</i>
53	C.2.3. Aplicación de los métodos experimentales.

55    **Objetivos**

57    **Material y métodos**

58    A. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE LAS RÉPLICAS ÓSEAS

61    B. REALIZACIÓN DE ENSAYOS

61    B.1 DETERMINACIÓN DE LAS ACCIONES MUSCULARES EN SITUACIONES NATURALES

69    B.2. REALIZACIÓN DE ESTUDIOS FOTO-ELÁSTICOS

70        B.2.1. Congelación de tensiones

72        B.2.2. Visualización de los estados tensionales

76        B.2.3. Interpretación de los estados tensionales en la mandíbula

77        B.2.4. Georeferencia de los estados tensionales

78    **Resultados**

79    A. CON RESPECTO AL SIMULADOR DEL SISTEMA MASTICATORIO

79    A.1. EL COMPORTAMIENTO DE LOS MATERIALES EMPLEADOS

79        A.1.1. En relación a las partes óseas del sistema

80        A.1.2. En relación a las partes blandas del sistema

81    A.2. La capacidad de reproducir fielmente el funcionamiento del sistema

81        A.2.1. Reproducción de la estática del sistema

82    B. CON RESPECTO A LA FOTO-ELASTICIDAD-CONGELACIÓN  
DE TENSIONES

82    B.1. POSICIÓN 1. CONTROL

84    B.2. POSICIÓN 2. BOCA ABIERTA

87    B.3. POSICIÓN 3. BOCA CERRADA

91    B.4. POSICIÓN 4. BLOQUEO MANDIBULAR

100   B.5. POSICIÓN 5. OSTEOSÍNTESIS

107   **Discusión**

108   A. CON RESPECTO AL DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN MODELO  
BIOMECÁNICO

118	B. CON RESPECTO AL MÉTODO DE ESTUDIO FOTO-ELÁSTICO
123	B.1. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE FOTO-ELASTICIDAD
123	B.1.1. Posición 1. Control
124	B.1.2. Posición 2. Apertura oral
126	B.1.3. Posición 3. Cierre mandibular
129	B.1.4. Posición 4. Bloqueo mandibular
131	B.1.5. Posición 5. Osteosíntesis.
137	C. PAPEL DEL MÉTODO DE CONGELACIÓN DE TENSIONES Y FOTO-ELASTICIDAD EN EL FUTURO DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL SISTEMA
140	Resumen
146	Conclusiones
148	Bibliografía



# Introducción

## A. BIOMECÁNICA DEL SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO MASTICATORIO.

Hablar, masticar y deglutir son acciones voluntarias que se realizan casi de forma inconsciente, y normalmente sin requerimientos especiales. Se puede vivir sin correr, sin saltar y sin ejercitar otras habilidades psicomotrices, pero no sin comer y sin comunicarse. Únicamente cuando se produce un fallo en el sistema es cuando se valora su importancia. Estos fallos no son excepcionales, ya que en estas acciones están implicados varios sistemas músculo-esqueléticos que deben funcionar de forma coordinada. Así, un sistema tan complicado puede fallar en situaciones tan frecuentes y sencillas como una infección dentaria o la pérdida de algún diente, y en otras tan complejas como una artropatía témporomandibular o una fractura ósea.

Para aprender a tratar correctamente estas situaciones es necesario conocer cómo funcionan los sistemas y por qué y cómo fallan. En este punto es donde entran en juego la biomecánica y los modelos biomecánicos.

La biomecánica estudia el equilibrio y el movimiento de los sistemas biológicos. En el caso concreto del sistema músculo-esquelético masticatorio, este estudio se ha ampliado mucho en los últimos años con el diseño de intervenciones quirúrgicas que tratan de cambiar las relaciones patológicas de los maxilares para llevarlas a una situación ideal empleando material de osteosíntesis de titanio para fijar las fracturas creadas (1).

En esta circunstancia, ya no se trata de estudiar la situación en condiciones normales, sino de predecir además cuál va a ser el comportamiento al introducir un nuevo elemento con unas características diferentes a las del sistema biológico inicial.

Para analizar estos problemas, es importante conocer la distribución de tensiones en el hueso, ya que la remodelación biológica parece estar relacionada con el

estado de tensiones local. El análisis de tensiones mecánicas en este material es de tal complejidad que requiere la utilización de dos vías conjuntas:

- la numérica, que recurre a ecuaciones matemáticas,
- y la experimental, que recurre a ensayos biomecánicos para obtener una valoración exacta de lo que está ocurriendo.

El hueso es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían (2, 3), no sólo entre distintos individuos, sino que para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades de acuerdo con los requerimientos funcionales. Es más, el hueso es capaz de regenerarse en caso de fractura, y sus propiedades mecánicas se alteran en situaciones patológicas graves, o simplemente con la edad.

Por otro lado, la morfología de los huesos es compleja y variable, de forma que se observan diferencias considerables en la forma y el tamaño entre distintos individuos, que dan lugar a distribuciones de tensiones también distintas. Del mismo modo, la transmisión de las cargas puede verse alterada en una zona debido a curvaturas patológicas o a variaciones en la curvatura del hueso, afectando a la respuesta del mismo ante un requerimiento determinado.

Pero no es sólo el hueso, el otro componente del sistema, el muscular, es responsable de acciones enormemente variables y complejas, dependiendo del tipo de actividad desarrollada y de los músculos individuales que van a intervenir en ellas.

Estas dificultades ponen de manifiesto las enormes limitaciones existentes a la hora de establecer un modelo matemático o experimental que permita conocer el comportamiento mecánico del sistema músculo-esquelético masticatorio. Por tanto, es necesario introducir hipótesis que simplifiquen el problema sin alejarse de la situación real. El modelo de ensayo apropiado ha de tener especial cuidado en definir la geometría de la pieza, las características mecánicas y las condiciones de contorno si

se trata de un ensayo numérico, y el rigor en el montaje si se trata de uno experimental. En cualquier caso, siempre hay que ser conscientes de las limitaciones de todo método, tanto numérico como experimental, y tratar de combinar los resultados aportados por cada uno de ellos para obtener una visión de conjunto, tanto cuantitativa como cualitativa, del problema objeto de estudio.

El punto de partida de cualquier tipo de estudios, debe ser el exacto conocimiento del comportamiento mecánico del sistema músculo-esquelético masticatorio en condiciones normales para entender sus alteraciones en los principales acontecimientos patológicos que se puedan presentar.

## A.1. ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA.

### A.1.1. Anatomía de los huesos.

#### 1. *El cráneo.*

El cráneo constituye el elemento óseo fijo del sistema. Está formado por diversos huesos unidos entre sí por fuertes suturas que los mantienen fijos. Nos interesa desde tres puntos de vista:

- Como constituyente de la porción craneal de la articulación témporo-mandibular (ATM).

Las características funcionales y anatómicas del cráneo como partícipe en la ATM se estudiarán cuando se comente esta estructura articular.

- Como base de las inserciones musculares que alcanzarán la mandíbula.

Existen dos huesos craneales y uno facial en los que se emplazan prácticamente todas las inserciones musculares que tienen que ver con los procesos de motilidad mandibular.

El primero es el **hueso temporal**. Se trata de un hueso de localización bilateral, que consta de varias porciones que se fusionan en el curso del desarrollo: escamosa, petromastoidea, timpánica y apófisarias.

Nos interesa la región escamosa, formada por dos densas áreas corticales con escasa zona esponjosa entre ambas. Forma parte de la bóveda craneal, y en ella se inserta el músculo temporal, que forma parte de los elevadores de la mandíbula.

Por otro lado, existen dos apófisis en las que se originan también músculos elevadores y depresores mandibulares:

En la apófisis **estiloides** se origina el músculo digástrico que facilita la apertura mandibular, mientras que la apófisis **zigomática** se articula con la apófisis temporal del hueso malar para dar inserción al músculo masetero, que es elevador mandibular.

El segundo, es el hueso **esfenoides** que presenta un cuerpo, dos alas mayores y dos menores, que le dan un aspecto de murciélago con las alas extendidas. En las alas menores se encuentran las apófisis pterigoides, que articulan con el hueso maxilar y son el punto de inserción de los músculos pterigoideos.

En lo referente al hueso facial, el **malar**, que constituye el pómulo óseo, se puede considerar el nexo de unión entre los huesos maxilar, frontal y temporal. En su unión con el temporal, a través del arco zigomático, se produce la inserción del músculo masetero.

- Como portador de la arcada dentaria superior donde se produce la oclusión dentaria.

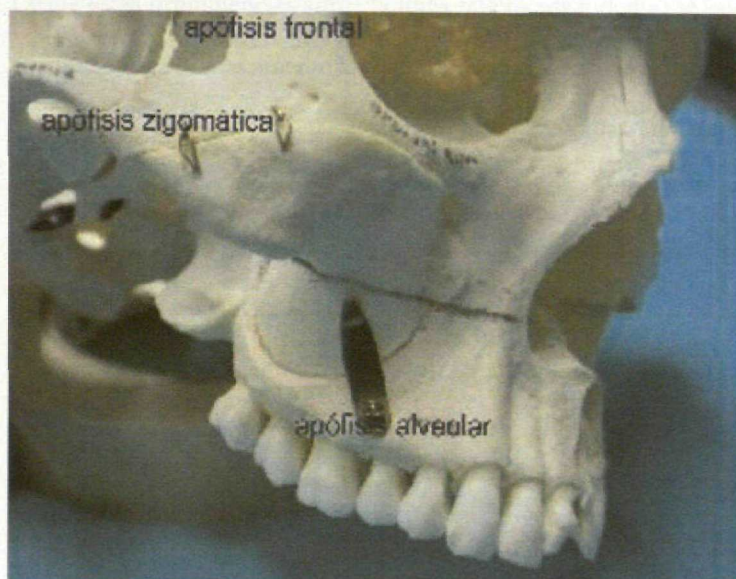
El hueso **maxilar** es un hueso de localización bilateral. Ambos lados se unen por medio de una sutura intermaxilar central que recorre todo el hueso en su sección sagital.

Está formado por un cuerpo, en el que se sitúan ambos senos maxilares, y varias apófisis a través de las que articula con otros huesos craneales. (Figura 1)

Nos interesan:

- la apófisis zigomática, por la que se articula con el hueso malar;
- la apófisis frontal, por la que se articula con el hueso frontal;
- y, especialmente, la apófisis alveolar, constituida por su porción más caudal, donde se insertan los dientes para dar lugar a la arcada dental superior. Su región

más posterior forma la tuberosidad del maxilar, que se articula con las apófisis pterigoideas del esfenoides (4) .



*Figura 1.  
El hueso maxilar y  
sus hitos anatómicos.*

## 2. *La mandíbula* (Figuras 2 y 3).

Las características del hueso mandibular han sido estudiadas para comprender la biomecánica de los elementos que constituyen el aparato estomatognático (5, 6, 7).

Este hueso, que forma por sí solo el macizo facial inferior, se une con otros dos huesos craneales por medio de una diartrosis que le permite realizar amplios movimientos. Se trata de un hueso impar y medio, en el que se pueden distinguir un cuerpo y dos ramas.

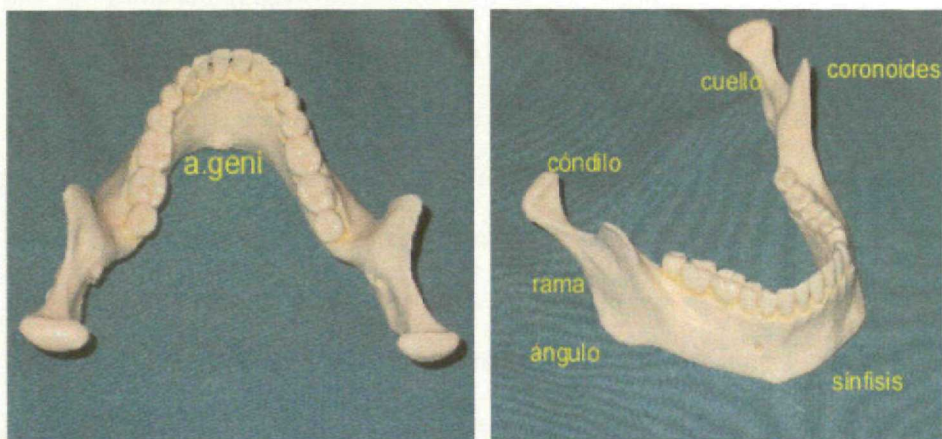
El cuerpo tiene dos mitades unidas en la línea media por la sínfisis mentoniana de tejido fibroso, que en el adulto da lugar a la protuberancia mentoniana (4). Constituye así una robusta lámina ósea en forma de arco, concava en dirección dorsal, limitada caudalmente por la base o basilar y dorsalmente por el arco alveolar. Un importante hito anatómico, que surge a ambos lados de la protuberancia, es la línea oblicua externa, que cruza todo el cuerpo para terminar en el borde anterior de la rama. Cranealmente a esta línea y a nivel del segundo premolar se observa el orificio mentoniano, que es la salida del nervio alveolar inferior (4).



La cara interna del cuerpo presenta una espina o apófisis mentoniana con cuatro prominencias para la inserción de los músculos genihiogloso y genihioides. Desde estas prominencias surge la línea milohioidea, donde se inserta el músculo del mismo nombre. Caudalmente a esta línea, y cerca del borde inferior, se observan unas depresiones, las fosas digástricas, que sirven para la inserción del músculo digástrico.

Las ramas de la mandíbula son dos láminas rectangulares delgadas, que forman un ángulo de unos 120 grados con el cuerpo. En su parte inferior presenta dos tuberosidades, una medial para la inserción del músculo pterigoideo medial y una lateral para la inserción del músculo masetero. En el centro de la cara medial se encuentra el orificio mandibular, por donde entra el nervio alveolar inferior. Cada rama, en su borde superior, termina en los cóndilos o cabezas de la mandíbula en su parte posterior y en la apófisis coronoides en la zona anterior, donde se inserta el músculo temporal. Caudal a la cabeza mandibular se encuentra el cuello, que en su parte medial presenta una fosita pterigoidea donde se inserta el músculo pterigoideo lateral.

En cuanto a las características del hueso, se encuentra formado por dos láminas de tejido compacto, entre las que se encuentra un tejido óseo esponjoso que presenta en su interior un conducto que se dirige oblicuamente y hacia abajo, a 1 cm de la base mandibular más o menos por el que discurre el nervio alveolar inferior.



*Figura 2. La mandíbula y sus hitos anatómicos.*

La forma y crecimiento de la mandíbula se debe a la evolución de los dientes y a los músculos que en ella se insertan.

En el nacimiento la mandíbula es poco alta y el ángulo que forma la rama y el cuerpo muy obtuso, entre  $150^\circ$  y  $160^\circ$ . En el niño después de la primera dentición es de  $140^\circ$  y desciende a los  $130^\circ$  en el adulto. En el anciano aumenta a  $140^\circ$  por la pérdida de los dientes y la reabsorción de la región alveolar.

La potencia de los músculos masticadores también moldea la mandíbula y determina su forma, de manera que es más gruesa y alta conforme los músculos son capaces de desarrollar mayores fuerzas.

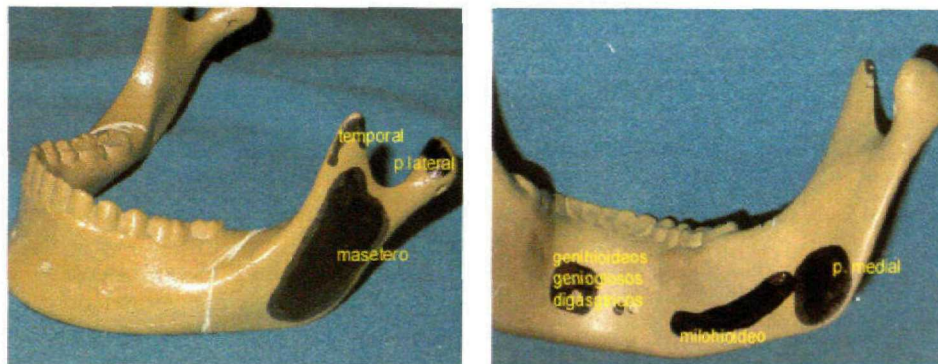


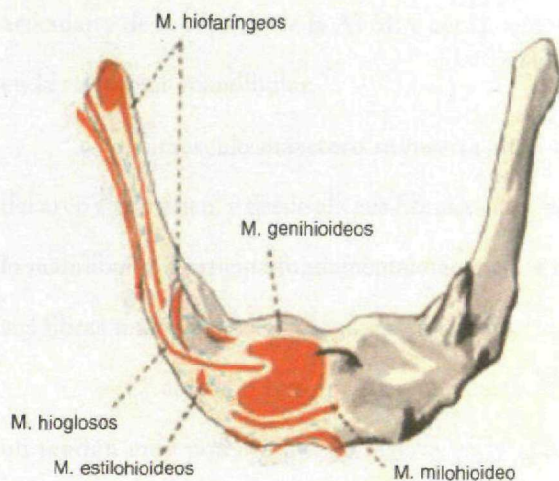
Figura 5. La mandíbula y sus inserciones musculares.

### 3. El hioides (Figura 4).

Es un hueso impar en forma de V, situado en el cuello, en la base de la lengua. Se compone de un cuerpo y dos pares de cuernos o astas.

El cuerpo es una lámina rectangular situada en la línea media. El borde craneal es más agudo que el caudal, y en él se insertan los músculos tiroideos. Lateralmente el cuerpo se continúa con las astas mayores. En su parte craneal se origina el músculo hiogloso; en la caudal se inserta el tiro-hioideo y la membrana tiroidea, y entre ambos se origina el constrictor medio de la faringe. En el vértice de las astas menores se inserta el ligamento estilo-hioideo. En su desarrollo deriva del segundo y tercer arco braquial.





*Figura 4.  
El buccinator y sus inserciones  
musculares. (Orto Llorca F.  
Anatomía Humana Fascículo  
tercero. Barcelona. Ed. Científico  
Médica. 1946).*

#### A.1.2. Anatomía y función de los músculos.

Los músculos encargados de la masticación se sitúan alrededor de la mandíbula, por encima y debajo de ella, dando lugar a dos grupos musculares: elevadores y depresores de la mandíbula, inervados fundamentalmente por la porción masticadora de la tercera rama del V par craneal.

Los músculos **elevadores** son los más potentes, ya que su acción se realiza en contra de la gravedad y es responsable de la parte activa de la masticación. Estos músculos son:

- El músculo pterigoideo **medial**, se dirige desde la superficie lateral del ala lateral de la apófisis pterigoides hasta la cara interna del ángulo mandibular. Se encarga de la elevación y protrusión de la mandíbula con el músculo pterigoideo lateral.

- El músculo pterigoideo **lateral**, tiene una inserción móvil en el cuello de la mandíbula y en la cápsula y menisco de la ATM. Desde allí sus fibras se dirigen respectivamente hacia la apófisis pterigoides y hacia el ala mayor del esfenoides.

Parece ser que la cabeza esfenoidal se activa durante el cierre mandibular en la masticación, la deglución, el rechinar y apretamiento dental; mientras que la pterigoidea lo hace durante la apertura bucal y la protrusión mandibular.

En conjunto, el músculo tira hacia delante, del cóndilo mandibular, del disco articular y de la cápsula de la ATM; y actúa como antagonista del músculo temporal en la retracción mandibular.

- El músculo **masetero** se inserta en el borde inferior y superficie interna del arco zigomático, y desde allí sus fibras se dirigen hacia abajo y atrás hasta el ángulo mandibular. Participa fundamentalmente en la elevación de la mandíbula, aunque sus fibras más superficiales también pueden participar en la protrusión de la misma.

- El músculo **temporal** es un fuerte elevador mandibular, que presenta un tendón muy potente que se inserta en la apófisis coronoides y desde allí pasa por debajo del arco zigomático, hasta alcanzar y fijarse, en forma de abanico, en la superficie ósea de la fosa temporal. Con esta disposición presenta fibras anteriores verticales y posteriores prácticamente horizontales. Las primeras elevan la mandíbula actuando de forma sinérgica con el músculo masetero, mientras que las segundas actúan en la retrusión o retracción mandibular, de forma antagónica al masetero.

Los músculos **depresores** son:

- El músculo **milohioideo** se inserta en la línea milohioidea de la mandíbula, desde donde parten dos tipos de fibras. Las posteriores se insertan en la cara anterior del hioides, mientras que las anteriores forman un rafe tendinoso que se extiende desde el hioides hasta el mentón. Con esta disposición, durante la deglución eleva el suelo de la boca; y en la masticación, tomando como punto fijo el hioides, es responsable del descenso mandibular.

- El músculo **digástrico** presenta dos vientres separados por un tendón. El vientre anterior se inserta en el mentón y alcanza el hueso hioides. Desde allí surge el vientre posterior, que alcanza la apófisis mastoides.

Al igual que en el caso anterior, tomando como punto fijo el hioides, es responsable del descenso mandibular.



– El músculo **genihioideo** se dirige desde las apófisis geni de la cara interna del mentón hacia el hiodes. Con esta disposición participa también en el descenso o detrusión mandibular.

Todos estos músculos forman **dos lazadas musculares** (Figura 5).

– La primera está relacionada con la elevación y descenso mandibular. Está formada por el pterigoideo medial, el masetero y el temporal excepto sus fibras posteriores horizontales, completada por los músculos suprahioideos, milohioideos, vientre anterior del digástrico y genihioideo. Los primeros elevan la mandíbula, los segundos la deprimen.

– La segunda está relacionada con la propulsión y retropulsión mandibular, y está formada por el pterigoideo lateral, y las fibras posteriores horizontales del temporal, fuerzas antagónicas que se cruzan en el centro de la escotadura sigmoidea. En condiciones normales, en el descenso de la mandíbula se contraen simultáneamente los músculos suprahioideos y el pterigoideo lateral.

Además, los músculos pterigoideos laterales, contrayéndose de forma alter-nante, son los responsables exclusivos de los movimientos de lateralidad o diducción que son muy importantes durante la masticación (4).

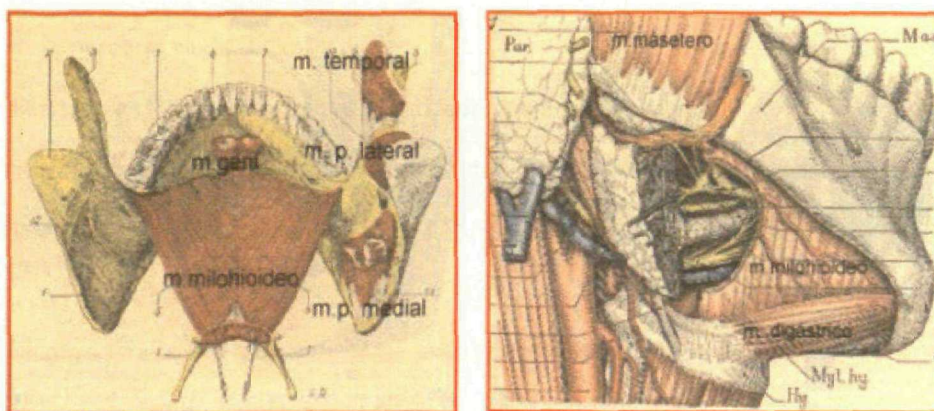


Figura 5. Las lazadas musculares mandibulares.  
(Testut L. Tratado de anatomía humana. Barcelona. Ed. Salvat. 1947).

## A.2. FISIOLÓGIA Y BIOMECÁNICA DEL SISTEMA.

### A.2.1. La articulación témporo-mandibular (ATM) (Figura 6).

Es la articulación que tiene lugar entre el cóndilo de la mandíbula y el hueso temporal. La zona articular correspondiente al hueso temporal es la fosa mandibular o cavidad glenoidea. Se localiza por delante del hueso timpánico y detrás de la raíz de la apófisis zigomática. La fosa es cóncava en sentido anteroposterior y mediolateral. Se encuentra revestida por un fibrocartílago de un espesor de 0,5 mm. El cóndilo o cabeza mandibular es una eminencia con un eje mayor que guarda la misma dirección que el de la cavidad glenoidea del hueso temporal. Su superficie articular se encuentra dividida por una cresta transversal que separa la superficie articular en dos vertientes, una anterior, de mayor tamaño, recubierta por fibrocartílago de unos 2 mm de espesor, que es la verdaderamente articular; y otra dorsal, más pequeña, recubierta de un tejido fibroso avascular, desprovisto de células cartilaginosas.

Entre las dos superficies articulares se interpone un menisco o disco articular fibroso, con células cartilaginosas en su periferia. En sus movimientos es solidario con el cóndilo mandibular.

La cara inferior del menisco es cóncava y la craneal es convexa. Su espesor en la periferia es de 3 mm, y es algo más delgado en la zona central. Se encuentra insertado en la cápsula articular, dividiendo la articulación en dos cámaras, una superior y otra inferior. Ambas se encuentran cubiertas por una membrana sinovial y lubricadas por líquido sinovial.

Aunque se encuentra sujeto a la cápsula articular, tiene libertad de movimientos, de manera que se desplaza pasivamente hacia la zona de máximo contacto de las superficies articulares.

En su zona posterior, se encuentra una banda de tejido fibroelástico retrodiscal, que no actúa como superficie articular.



*Figura 6.*  
*Articulación temporo-mandibular.*  
*(Rivas S. y Col. Pediatría*  
*2003; 25: 97-100).*

#### A.2.2. Características del material óseo (Figura 7).

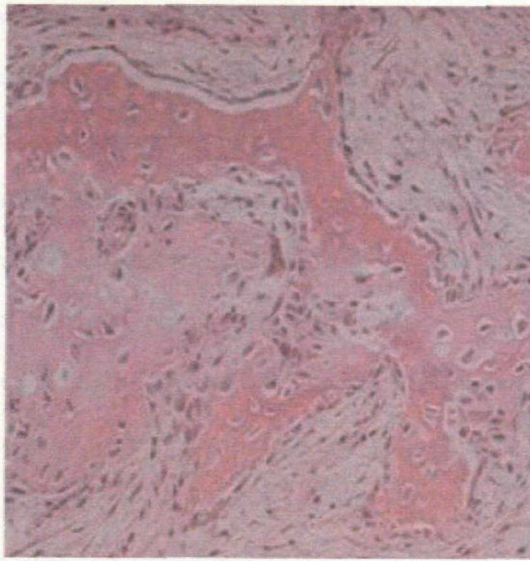
El material óseo, independientemente de su localización, presenta una serie de características mecánicas determinadas que se deben conocer.

Las leyes de la mecánica se han formulado utilizando modelos y sistemas abstractos que en la mayoría de los casos no son fáciles de aplicar a los sistemas biológicos. En el caso concreto del hueso, es necesario estudiarlo desde tres puntos de vista:

- Atendiendo a su estructura
- Atendiendo a su material constitutivo
- Atendiendo al sistema biológico del que forma parte (8)

El hueso está constituido por un material natural compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, el colágeno, y un mineral frágil de hidroxiapatita. La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago. La articulación se encuentra lubricada por un líquido sinovial que proporciona una interfase con un bajo coeficiente de fricción que facilita el movimiento relativo entre los huesos de la articulación.





*Figura 7.*  
*Imagen histológica*  
*del tejido óseo maduro.*

Por otra parte, la morfología del hueso le permite ser rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior, formada de material compacto, mientras que en el interior adopta una forma esponjosa que le permite minimizar el peso. En huesos largos, la sección y el espesor de la pared exterior varía a lo largo del perfil ajustándose a las solicitaciones a las que estará sometido en cada zona. Se trata de un sistema complejo, sujeto a un gran número de procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos, relacionados entre sí, y, lo que es más importante, íntimamente relacionados con las propiedades mecánicas y geométricas.

Los huesos vivos no se pueden tratar como otros materiales utilizados en ingeniería, por complejos que sean. La diferencia fundamental estriba en el hecho de que la estructura microscópica de los materiales permanece constante, mientras que la estructura microscópica del hueso se encuentra en un continuo proceso de crecimiento o resorción mediante el cual adapta su estructura para soportar mejor los esfuerzos a que está sometido. Este proceso de remodelado del hueso tiene lugar tanto interna como externamente. El remodelado interno favorece la alineación de las trabéculas constitutivas del hueso esponjoso con las direcciones principales de las tensiones, mientras que el remodelado externo, consistente en la deposición o resorción de la superficie exterior

del hueso, permite reconfigurar la sección del mismo para minimizar las tensiones, en función del estado de carga predominante. En los últimos años, con el desarrollo de la capacidad de procesamiento que han experimentado los ordenadores personales, se han publicado numerosos trabajos biomecánicos en los que se trata de relacionar la estructura del hueso con el estado de carga a que ha estado sometido (9-19). Esto es de especial relevancia cuando se insertan implantes, ya que se crea un nuevo estado o interfase entre hueso y prótesis que modifica la estructura ósea perturbando las propiedades biológicas y mecánicas primitivas (20-25).

### A.2.3. Características biomecánicas del sistema.

La mandíbula es un hueso largo peculiar, que se encuentra suspendido a través de su contacto con la ATM (26-29) y se mantiene en su posición gracias a una gran cantidad de inserciones musculares que le someten a tensiones muy elevadas, que transmitirá a la base de cráneo a través de la propia ATM y de la oclusión dentaria (7, 28, 30-32).

Se deben tener en cuenta varios factores que condicionan la biomecánica del hueso mandibular:

#### 1. *Características morfológicas y estructurales del hueso mandibular.*

Desde el punto de vista anatómico, se considera a la mandíbula como un hueso largo, que ha cambiado gradualmente su forma para resistir los importantes esfuerzos que tienen lugar durante la masticación (33, 34). Esto hace que la mandíbula actúe como una barra curvada y móvil que se aplica contra el cráneo fijo superior, cuya mayor resistencia tiene lugar a lo largo de su eje (35).

Desde los estudios de Wolf (36), se sabe que el hueso, como estructura viviente, se adapta a las fuerzas a las que está sometido. Esto ha llevado a tratar de determinar las cargas que actúan sobre el hueso a través del análisis de su estructura arquitectónica (34, 37, 38).

Así, se estableció que existía una estructura cortical, anisótropa, que rodeaba al hueso por dentro y por fuera, entre las que se situaba una zona esponjosa.

Walhoff, Benninhoff y Seipel (34, 37, 38), en la primera mitad del siglo XX, creyeron demostrar que la orientación de las osteonas en el hueso cortical se adaptaba a las zonas de estrés. Así, se apreciaban zonas reforzadas en la inserción de los maseteros, del pterigoideo interno, del temporal y de los digástricos. Posteriormente, otros autores apreciaron cómo la orientación de las osteonas era independiente del estrés (39) y sólo reflejaba el patrón de crecimiento del hueso. No obstante, las zonas de refuerzo óseo eran resultantes de una apropiada distribución del material óseo dentro de la masa esquelética, o bien del ajuste de la forma global del hueso (40, 41).

Entre ambas corticales se sitúa una zona esponjosa, que es mucho más compleja debido fundamentalmente a la heterogeneidad que presenta. En los extremos del hueso, es fuertemente anisótropa, con un comportamiento similar al de la zona cortical, debido a la orientación preferente que adoptan las trabéculas individuales que componen la zona esponjosa del hueso. Sin embargo, existen otras zonas en las que la dirección de las trabéculas es aleatoria, y el hueso esponjoso es prácticamente isótropo. En general, la isotropía de la zona esponjosa del hueso dependerá de los esfuerzos que actúen en cada zona, ya que éstos son los que determinan la simetría geométrica de las trabéculas. Si las condiciones de carga son asimétricas, existirá asimetría geométrica, y por tanto, el material se comportará como isótropo, al no existir ninguna dirección privilegiada. Sin embargo, cuando los esfuerzos sean axiales, existirá simetría cilíndrica en la estructura, y el material presentará isotropía transversal.

Esta variabilidad en el comportamiento del hueso isótropo ha dado lugar a distintos criterios a la hora de seleccionar el modelo que represente el comportamiento de la zona esponjosa. Muchos estudios simplifican el problema considerando esta zona del hueso como isótropa, en algunas ocasiones se considera como un material



ortotrópico, para describir mejor el comportamiento del material en función de la dirección, y casi nunca se llega a considerar como completamente anisótropo. El hecho de considerar un material como isótropo, cuando realmente se trata de un material ortótropo, puede dar lugar a errores de diversa consideración (42).

## 2. *Características de las fuerzas aplicadas sobre el hueso mandibular.*

Se ha descrito la mandíbula como un sistema de palancas, pares de fuerzas y vigas soportadas, que desde el punto de vista biomecánico actúa como una palanca de clase III (33). Este tipo de palancas se caracterizan por:

- Un punto de apoyo o fulcro: En este caso el cóndilo o cabeza mandibular aplicado sobre el cráneo en la articulación témporomandibular.
- Una fuerza de acción aplicada: En este caso, la fuerza combinada de los músculos elevadores.
- Una fuerza de reacción o resistencia: En este caso la fuerza de mordida, que se opone a la de acción aplicada por los músculos (43, 44).

Así, la mandíbula se comporta como una viga apoyada en seis puntos fijos, cuyas reacciones se corresponden con las fuerzas musculares de ambos lados, externamente con la reacción de soporte de los cóndilos, e internamente con la fuerza de resistencia masticatoria o resistencia oclusal (26).

En esta situación, la dirección de la resistencia condilar es casi paralela a la fuerza de mordida o a las fuerzas aplicadas en los músculos elevadores. Los cóndilos y los discos articulares están aplicados contra la eminencia anterior de la cavidad glenoidea durante el cierre bilateral lo cual produce unas fuerzas musculares moderadas y casi simétricas (7, 45).

Estas fuerzas musculares generan deformaciones en el hueso de diversos tipos: de compresión, de tracción, de torsión y de cizallamiento (35).

En la región sinfisaria, por ejemplo, las fuerzas que se generan son de:

- torsión sinfisaria causada por torsión medial y lateral del cuerpo mandibular

- cizallamiento sinfisario por cizallamiento dorsoventral y anteroposterior
- torsión sinfisaria asociada con torsión del cuerpo mandibular entre sus ejes longitudinales (35).

Las fuerzas aplicadas y la respuesta de un material vivo como el hueso, generan una adaptación de este último a sus exigencias funcionales.

Estas deformaciones producidas en el hueso como respuesta a las fuerzas musculares, al adaptarse a la vida diaria, afectarán a la masa ósea de la región cráneo-facial.

Así, parece existir una fuerte correlación entre las fuerzas y las tensiones generadas diariamente y la masa ósea de la región craneofacial (32).

Al valorar la constitución trabecular de la mandíbula, Rice (46) considera que un incremento en la flexión de las trabéculas aumenta la tensión en el hueso y determina la creación de trabéculas cruzadas que se oponen a esa flexión e incrementan la dureza a la compresión del hueso subcondral.

Las fuerzas de tracción mecánica que se desarrollan en la mandíbula durante la masticación no son del todo conocidas, a pesar de la gran cantidad de estudios llevados a cabo en el último cuarto del siglo XX (47- 51).

La evaluación precisa de las fuerzas fisiológicas actuantes es muy importante para poder analizar el comportamiento del sistema tras la aplicación de osteosíntesis en casos de traumatología facial.

Si se considera a la mandíbula como el hueso móvil del sistema, sus diferentes movimientos vendrán determinados por la acción de 11 grupos musculares (33, 47, 52):

- Músculos temporales izquierdo y derecho, cada uno dividido en sus haces de fibras anteriores y posteriores.
- Músculos maseteros izquierdo y derecho.
- Músculos pterigoideos mediales izquierdo y derecho.

- Músculos pterigoideos laterales izquierdo y derecho.
- Músculos depresores: genihioideos, milohioideos y vientre anterior del digástrico.

Estos músculos establecen las lazadas musculares a las que antes nos referíamos, y rodean a la mandíbula, condicionando una serie de movimientos simples que dan lugar a conductas motoras complejas.

Estos movimientos son:

1.- Apertura y cierre mandibular. La apertura mandibular, también llamada descenso, detrusión o depresión, está encomendada a los músculos digástricos, genihioideos y milohioideos. En la apertura oral, el efecto de la gravedad es un factor a tener en cuenta. En ella, la mandíbula se desplaza hacia abajo y adelante. Esto supone dos movimientos. El primero es la traslación, por el que la cabeza o cóndilo, y el disco se mueven solidariamente hacia abajo y delante; y simultáneamente, se produce una rotación entre cóndilo y disco articular. La depresión mandibular se ve limitada por el ligamento lateral, la distensión meniscal y la de los músculos elevadores. El límite máximo de apertura mandibular es de 50 a 60 mm. El cierre mandibular, surtrusión o elevación mandibular es responsabilidad de los músculos pterigoideos mediales, maseteros y temporales siempre y cuando se realice contra la fuerza de reacción o resistente. Las características del movimiento son inversas a la depresión.

Durante los movimientos mandibulares de apertura y cierre no es necesario más esfuerzo muscular que el preciso para soportar el peso de la mandíbula, y solamente en una posición, la céntrica en máxima intercuspidadación, se pueden generar las fuerzas más elevadas de oclusión.

2.- Protrusión y retrusión mandibular. La protrusión mandibular, también llamada protracción o propulsión es responsabilidad de los músculos pterigoideos mediales, laterales y maseteros. En ella, la mayor parte del movimiento tiene lugar en el compartimento superior o suprameniscal. Durante este movimiento, los cóndilos

se desplazan hacia abajo y adelante, sobre sus eminencias articulares, con un cierto componente de rotación. Estos movimientos quedan limitados por el ligamento lateral y el menisco. El movimiento de protrusión máximo es de 8 a 12 mm. El movimiento antagónico, de retracción o retrusión se debe a las fibras posteriores de los músculos temporales, ayudados por los músculos supra e infrahioideos. La retracción máxima rara vez alcanza los 2 mm.

3.- Lateralidad o diducción. Es el movimiento realizado al triturar los alimentos. Lo realizan el músculo pterigoideo lateral homolateral ayudado por las fibras posteriores del músculo temporal del mismo lado. Tiene lugar a través de acciones alternativas y opuestas en los compartimentos suprameniscas de ambas articulaciones, acompañado de movimientos de bisagra en los inframeniscas. En estos movimientos participan ambos cóndilos, y mientras uno trabaja, el otro tiene un movimiento de balanceo. El movimiento máximo de lateralidad es de 10 a 12 mm.

Todos estos movimientos se coordinan en las principales acciones mandibulares: masticación y deglución

La **masticación** es una actividad compleja en la que participan la mandíbula, los dientes, los labios, la lengua y las mejillas. Constituye la preparación de los alimentos sólidos para su deglución, en la transición de la boca al esófago.

Para ello los dientes de la arcada superior maxilar y los dientes de la arcada inferior mandibular deben estar en oclusión, deben estar en contacto. Ese contacto es obtenido por los músculos de cierre mandibular.

La fuerza de la masticación, máxima en oclusión central y en sujetos sanos con buena dentición, es de 300 a 500 Newtons (N) (53) pero con una gran variación individual.

El desplazamiento en sentido vertical de cada ciclo masticatorio es de unos 16 a 20 mm, mientras que en sentido lateral es de 3 a 5 mm. Cada ciclo dura de 0,6 a 1 segundo dependiendo del tipo de alimento.

Los movimientos masticatorios son de predominio bilateral en las primeras fases, mientras que al final suelen ser bilaterales alternativos.

Cada grupo muscular actúa fundamentalmente en una fase:

- En primer lugar, maseteros y pterigoideos mediales actúan durante el corte del alimento por parte de los incisivos.
- Posteriormente, los temporales facilitan el triturado de los alimentos por parte de premolares y molares.

En estas dos primeras fases se ponen en acción movimientos de descenso y elevación de la mandíbula, que exigirán relajación y contracción sucesiva de grupos musculares antagonistas.

- Finalmente, los pterigoideos laterales facilitarán los movimientos de diducción, para llevar a una fase final en que mediante movimientos de retrusión y protrusión, se prepara el bolo alimenticio para su deglución.

Todo el proceso masticatorio es controlado por el sistema nervioso central a través de la porción motora del nervio trigémino, que adecua la fuerza masticatoria a la información recibida a través de la sensibilidad exteroceptiva, desde la cavidad bucal, lengua y dientes; y de la propioceptiva desde los músculos, ligamentos y articulaciones.

La **deglución** requiere la acción coordinada de los músculos de la lengua, la boca y la faringe. Se inicia tras el proceso masticatorio, y una vez que el bolo alimenticio ha adquirido la consistencia adecuada.

El papel de la mandíbula y de los grupos musculares que en ella se insertan es importante durante la primera fase, en la que el bolo es desplazado posteriormente gracias a la acción de los músculos elevadores de la mandíbula y los músculos intrínsecos de la lengua. En esta fase también es importante la estabilización de la lengua contra el paladar por la musculatura intrínseca lingual; así como la estabilización de la mandíbula por la acción de los músculos suprahioides que deberán elevar el hueso hioides (54).

La deglución ocurre varios cientos de veces al día, pero el tiempo total de contacto dentario asociado con la deglución es de pocos minutos al día (54), de forma que la exigencia de tensiones sobre el hueso mandibular es mucho menor que durante la masticación.

Las fases finales de la deglución transcurren bajo la acción de los músculos faríngeos y esofágicos, con menor participación de la musculatura suprahiodea con inserción mandibular.

Finalmente, la fonación precisa de la participación de la lengua y la articulación de estructuras dentarias para dar paso al flujo de aire que conforma los mismos. Ello lleva consigo movimientos mandibulares de protrusión, levantamiento y depresión mandibular, menos exigentes que para los anteriores.

## B. PROBLEMÁTICA DE LA MANDÍBULA Y EL SISTEMA MUSCULAR MASTICATORIO.

### B.1. PATOLOGÍAS Y TRAUMATISMOS.

Los aspectos biomecánicos del funcionamiento del sistema muscular masticatorio condicionan el tratamiento, curación y evolución de los acontecimientos patológicos que acontecen en él.

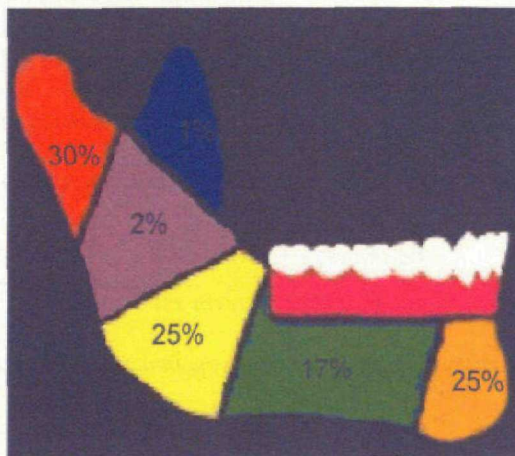


Figura 8.  
Esquema de los principales trazos  
de fractura mandibulares.



Ante cualquier fractura, accidental o provocada para el tratamiento de una deformidad mandibular, el sistema se verá alterado en:

- Los huesos: Los traumatismos causan fracturas accidentales, mientras que el tratamiento de las deformidades dentofaciales determina fracturas realizadas voluntariamente, que en cualquier caso habrán de ser reparadas.

- Los músculos: La nueva posición de las estructuras óseas tras la osteosíntesis supone un cambio en la inserción de los músculos en el hueso, que puede afectar a su longitud, su sección transversal, y la eficiencia y eficacia en su acción.

- La articulación témporo-mandibular: La articulación no es un elemento estático, sino dinámico, que recibe y genera fuerzas, que se alteran al cambiar la relación entre las estructuras óseas.

Las bases del tratamiento deben asegurar la curación ósea respetando todos estos componentes. Sin embargo, no siempre ha ocurrido así.

Tradicionalmente, en el tratamiento de las fracturas mandibulares, secundarias a traumatismos o a procedimientos de cirugía correctora de deformidades, la aposición interfragmentaria y la inmovilización se conseguían empleando cerclados o bloqueos intermaxilares en oclusión dentaria que se mantenían durante períodos prolongados (Figura 9).

La inmovilización es perjudicial para los músculos, los huesos, las articulaciones, y en este caso, los dientes.

En lo que refiere a los músculos se sabe que se producen cambios atróficos, que son mayores si el período de reposo es prolongado, si el músculo se inmoviliza en posición acortada y si el músculo ha sufrido algún traumatismo, como ocurre en las fracturas mandibulares (55, 56).

En cuanto a las articulaciones, la inmovilidad es responsable de cambios degenerativos en el cartílago articular y en la membrana sinovial similares a los que ocurren en la artrosis (55, 57-63). En el caso de la ATM, se han llevado a cabo estu-



*Figura 9 A.  
Bloqueo intermaxilar  
elástico.*



*Figura 9 B.  
Osteosíntesis de  
fractura mandibular.*

dios en animales de experimentación en los que se apreciaba la desorganización y la alteración en el crecimiento del cartílago articular (55, 64- 66).

Del mismo modo, los tejidos periarticulares y sus constituyentes, proteoglicanos y colágeno, también sufren alteraciones en su configuración (55).

Finalmente, el hueso puede sufrir cambios osteoporóticos debido a la alteración de la composición tanto de su fase orgánica como mineral.

Todos estos cambios pueden condicionar una disminución importante en el rango de movimiento mandibular tras cirugía ortognática y traumatismos (67-69).

A partir de la segunda mitad del siglo XX, el desarrollo de los materiales de osteosíntesis y su aplicación para la fijación interna de las fracturas, ha permitido acortar en la mayor medida posible los periodos de inmovilización. Su empleo, supone que el sistema músculo-esquelético se mueva durante los periodos de curación ósea, disminuyendo la atrofia en todos sus componentes para mejorar la curva de movimiento mandibular tras la cirugía.



Desde entonces, la aplicación de placas y tornillos metálicos, fundamentalmente de titanio, en traumatología máxilofacial ha seguido dos vías o corrientes de investigación.

- Aquella que analiza los procesos de curación ósea.
- Aquella que estudia las características biomecánicas del sistema.

En lo referente a la curación ósea, científicos agrupados en la Asociación Internacional para el Estudio de la Fijación Interna y la Osteosíntesis (AO/ASIF), estudiaron la posibilidad de modificar los procesos de osificación y formación de "callo" óseo tras la fractura en busca de lo que llamaron curación o reparación ósea primaria (70). Este concepto suponía conseguir la unión de las fracturas de forma directa sin formación de "callo" a través de la perfecta inmovilización y aposición de los fragmentos.

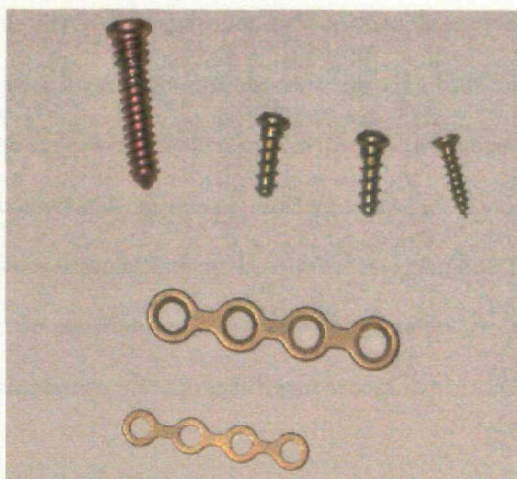
Según sus teorías la osteosíntesis ideal debía ser lo más rígida posible y mantener un cierto grado de compresión de los fragmentos para conseguir la curación.

Se idearon y progresivamente se mejoraron placas y tornillos de titanio potentes que se aplicaban en las regiones mandibulares sujetas a fuerzas de compresión (basilar). La idea era la recuperación funcional inmediata limitando los periodos de inmovilización.

No obstante, suponía la aplicación de un material extraño y voluminoso sobre el organismo, que podía generar reacciones de intolerancia y obligar a su retirada.

En este sentido, cuanto más pequeño y más biocompatible sea ese material, menores serán sus efectos perjudiciales.

En esta línea trabajaron investigadores como Michelet y Champy, que a mediados de la década de 1970-80 establecieron la validez de los estudios biomecánicos "in vitro" realizados en bloques de resina epoxy para diseñar placas menos consistentes y rígidas que ofreciesen la misma fijación (71-74) ( Figura 10).



*Figura 10.*  
*Diferentes tamaños de tornillos y*  
*mini-placas de titanio.*

El principio básico de ambos tipos de fijación interna reside en obtener una estabilidad absoluta de los fragmentos durante el periodo de curación. El objetivo fundamental es conseguir así una rehabilitación, y por tanto una recuperación de la función, lo más temprana posible. En el caso de la traumatología mandibular, es necesario además, asegurar una forma correcta y una oclusión estable.

Los métodos experimentales iniciados por los estudiosos de la biomecánica mandibular se han empleado fundamentalmente para estudiar la distribución de cargas tras la colocación de diversas formas de osteosíntesis en:

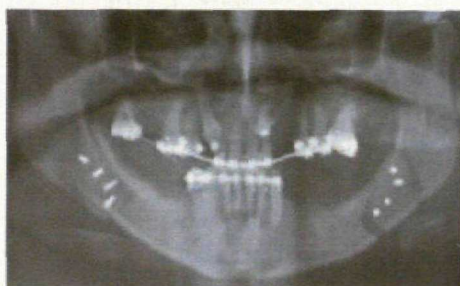
- Cirugía ortognática: para valorar la fijación de osteotomías sagitales de rama en cirugía ortognática (72) (Figura 11).
- Traumatología: para valorar el mejor método de osteosíntesis en fracturas (73, 74) (Figura 12).



*Figura 11. Preoperatorio y postoperatorio de paciente con deformidad dentofacial.*



Los modelos empleados en la mayoría de estos estudios fueron muy rudimentarios y se alejaban en gran medida de la situación fisiológica. El presente estudio tratará de elaborar un modelo biomecánico del sistema muscular masticatorio que permita estudiar su comportamiento tras el tratamiento de situaciones patológicas, como fracturas o deformidades dentofaciales, en las que se seccionan huesos y se vuelven a unir mediante el empleo de material de osteosíntesis, fundamentalmente de titanio, que representa el material aloplástico que con más frecuencia se implanta en el esqueleto óseo.



*Figura 12 A. Osteosíntesis en osteotomías mandibulares*



*Figura 12 B. Osteosíntesis en fractura mandibular*

## C. ANÁLISIS BIOMECÁNICO.

### C.1. ANTECEDENTES.

Las primeras observaciones sistemáticas de los diferentes movimientos realizados por los sistemas músculo-esqueléticos del cuerpo humano, se deben a los estudios de Leonardo da Vinci en sus "Notas sobre el cuerpo humano". Posteriormente, Galileo y Newton establecieron las bases experimentales y teóricas para analizar el movimiento. Fue un discípulo de Galileo, Giovanni Alfonso Borelli, el primero en combinar las matemáticas, la física y la anatomía en su tratado de biomecánica "De Motu Animalium", (75) publicado en 1680 y reeditado en dos ocasiones en las décadas siguientes. Desde entonces, se ha desarrollado el estudio de actividades mecáni-

cas complejas para la relación con el medio externo, como el vuelo de los pájaros o el movimiento de los peces y también de otras, destinadas a coordinar los diferentes sistemas mecánicos del organismo, como los movimientos cardíacos e intestinales.

Ya en el siglo XVIII, Bernouilli, Euler y Coulomb, intentaron desarrollar una expresión matemática que describiera las capacidades máxima y óptima de trabajo humano como función de la fuerza, la velocidad y la duración de la actividad. Fruto de estos trabajos es la publicación en 1775 de un tratado sobre la propagación de las ondas en las arterias por parte de Leonard Euler (76).

El siglo XIX constituye una de las épocas de mayor auge de la biomecánica. El hecho que más contribuyó a ello fue la introducción de los registros de fuerzas y análisis teóricos de los movimientos —mediante métodos neumáticos y ópticos— llevada a cabo por científicos de las escuelas francesa, como Marey, y alemana, como Fischer, Fick y los hermanos Weber. A estos últimos se deben las primeras investigaciones sobre locomoción en bípedos comunicadas en la primera mitad del siglo. A finales del siglo XIX, se establecen los fundamentos modernos donde descansan los principios en biomecánica humana tal y como hoy se conocen. El hito fundamental es el desarrollo por parte de Braune y Fischer del primer estudio completo acerca de la locomoción, publicado en seis volúmenes durante el período de 1895-1904 (77).

Las Guerras Mundiales actuaron como incentivo para este tipo de investigaciones. La necesidad de reconstruir y rehabilitar desde el punto de vista físico, psíquico y social a los heridos y lisiados, llevaron a la biomecánica a entrar plenamente en las actividades laborales, deportivas, y por supuesto a la Medicina.

Del mismo modo, en esta época, se establecieron definitivamente las pautas del comportamiento óseo ante determinadas condiciones de carga, que se habían iniciado a finales del siglo XIX, de forma cualitativa por Wolff (78), y principios del XX, de forma cuantitativa por Pauwels, mediante un análisis sencillo, matemático y experimental (79).

Posteriormente, Burnstein y cols. en 1975 (80) estudiaron el comportamiento plástico del hueso cortical, y concluyeron en la clara diferenciación de dos componentes; uno frágil que constituía la parte mineral del hueso, y otro elástico y rígido debido a la matriz de colágeno.

De aquí en adelante los ensayos numéricos y experimentales han completado un panorama en el que se ha llegado a conocer en detalle las características anatómicas e histológicas del material óseo, así como su comportamiento motriz en relación con otras estructuras del sistema y con el medio.

## C.2. TÉCNICAS DE ANÁLISIS NUMÉRICAS Y EXPERIMENTALES.

### APLICACIONES.

En la actualidad existen técnicas, tanto experimentales como numéricas, adecuadas para determinar las tensiones y deformaciones experimentadas por el hueso ante distintos estados de carga.

Con frecuencia, los métodos numéricos se ven todavía como una alternativa a los análisis mecánicos experimentales. No obstante, cada uno tiene sus ventajas y sus inconvenientes.

Cada vez se emplean más las técnicas numéricas basadas en el método de los elementos finitos, debido fundamentalmente a su versatilidad, y a que en la mayoría de las ocasiones es más importante la valoración cualitativa que la cuantitativa, dada la dispersión que existe entre distintos individuos. No obstante, para la aplicación de este método es necesario desarrollar un modelo basado en una definición matemática de la geometría, propiedades del material, y estado de carga que represente el comportamiento de la estructura real. Pero debido a la complejidad que presenta la estructura ósea es necesario aplicar hipótesis simplificadoras que a veces se alejan del comportamiento real de la estructura objeto de estudio.

De lo expuesto se deduce la necesidad de utilizar las dos vías conjuntamente, la numérica y la experimental, para poder realizar una valoración completa del comportamiento mecánico de hueso.

### C.2.1. Análisis numérico.

El método de los elementos finitos ha adquirido una dimensión fundamental como ciencia básica en la enseñanza y en el desarrollo de material ortopédico, al proporcionar las teorías y métodos necesarios para realizar análisis mecánicos funcionales (81). Su desarrollo le ha convertido en una herramienta muy útil para el análisis de la transmisión de cargas y distribución de tensiones tanto en huesos como en implantes (82).

#### 1. *Aplicación del método de los elementos finitos.*

Para aplicar el método de los elementos finitos, se parte de una definición geométrica del modelo, que se divide en un cierto número de bloques (elementos), conectados entre sí en determinados puntos (nodos). El término elemento finito resume el concepto básico del método: la transformación de un sistema físico, con un número infinito de incógnitas (la respuesta en cada punto del sistema), a uno que tiene un número finito de incógnitas relacionadas unas con otras por elementos con un tamaño finito.

A este modelo se aplican las condiciones de contorno y el estado de carga a los que está sometido. A cada elemento se asignan los parámetros necesarios para definir su comportamiento material, como el módulo de elasticidad, y el programa de ordenador los ensambla todos ellos, garantizando la coordinación del movimiento. El tiempo de análisis computacional necesario depende del número de elementos aplicados y del tipo de elemento. La solución que se obtiene con este método es aproximada, ya que la exacta sólo se obtendría cuando la densidad del mallado se acerque al infinito. Por ello, la precisión del modelo puede ser chequeada refinando el mallado

y comparando los resultados obtenidos con el mallado original. Este proceso es el que se denomina test de convergencia.

A la hora de interpretar los resultados, el test de convergencia sólo puede comprobar la precisión del modelo, es decir, contrasta la solución exacta para el modelo definido. Pero la validez del modelo, es decir, su correspondencia con la estructura real, sólo se puede precisar a través de verificaciones experimentales.

## 2. *Particularidades de la aplicación del método de los elementos finitos en biomecánica.*

La aplicación del método de los elementos finitos a la biomecánica no ha sido nunca trivial. Aparte de las cargas dinámicas variables a las que tanto huesos como articulaciones se ven sometidos, las propiedades de los tejidos constitutivos son también complejas. Las estructuras que se analizan son siempre compuestas a varios niveles estructurales. Las combinaciones de huesos y biomateriales se dan frecuentemente, siendo el hueso por sí mismo un material compuesto no continuo desde los niveles macroscópicos hasta los microscópicos. Los tejidos como el cartílago articular o los ligamentos son todavía más complejos en sus propiedades mecánicas, ya que son el resultado de interacciones entre fases sólidas y líquidas. Las probetas no son fáciles de obtener, y la determinación de las relaciones constitutivas estructura – funciones se ha convertido en una ciencia por sí sola. Por tanto, para manejar tal volumen de variables, en unas geometrías siempre diferentes entre sí y con unas propiedades o condiciones de contorno tan específicas del escenario modelado, se hace imprescindible una potente herramienta que sea manejable a la vez que ofrezca resultados acordes con los fenómenos reales que representan.

## 3. *Función del método de los elementos finitos en biomecánica.*

El papel tradicional del análisis por elementos finitos en ingeniería mecánica ha sido evaluar la probabilidad de fallo estructural bajo un estado de cargas apli-



cidas. Y éste ha sido básicamente su papel durante los primeros diez años de su aplicación en biomecánica ortopédica (83). Desde entonces el panorama ha ampliado sus horizontes. El aumento de la capacidad de los ordenadores y la aparición de paquetes de software más completos, permiten la representación de modelos con características no lineales, tridimensionales, más realistas, y la aplicación de métodos iterativos para describir el comportamiento mecánico a lo largo del tiempo (84) o para determinar la estructura del hueso en función del estado de carga a que ha estado sometido (85- 89).

En cualquier caso, incluso en los modelos más sofisticados existe un alto grado de incertidumbre en cuanto a la influencia que tienen todas las hipótesis simplificadoras que siempre es necesario realizar. Pero lo que sí permiten estos modelos es modificar fácilmente los parámetros, de forma que se puede evaluar su influencia en el comportamiento mecánico de la estructura. En este sentido también se puede estudiar el efecto de ciertas hipótesis consideradas. Pero para realizar un análisis paramétrico, se deben cumplir dos condiciones:

- El modelo debe ser lo suficientemente simple como para utilizarlo repetidamente, y debe limitarse el número de parámetros.
- El modelo debe ser lo suficientemente realista como para permitir garantizar los resultados obtenidos, y debe estar suficientemente clara su relación con la estructura real.

A la vista de lo indicado anteriormente, el papel del método de los elementos finitos en la investigación biomecánica puede desglosarse en tres aspectos principales:

- Puede ser una herramienta para interrelacionar datos experimentales e integrarlos en modelos que expliquen los fenómenos biológicos que realmente ocurren. Debido a sus bases analíticas, pueden erigirse en una herramienta más potente en estos aspectos que un modelo estadístico.



- Se puede aplicar como método de extrapolación de datos, estimando variables que no podrían ser determinadas de otra manera. Los estudios de modelos mecánicos del hueso esponjoso, en los cuales se extrapola información de tensiones de un nivel superior de organización del tejido a otro inferior, son buenos ejemplos de este cometido. Otro ejemplo de este papel del análisis por elementos finitos es la extrapolación de datos experimentales en animales a la clínica humana (88).
- Por último, el análisis por elementos finitos puede usarse como un método de experimentación numérica, muy similar en concepto a los otros métodos experimentales utilizados en investigación ortopédica. En un paciente son muchos los factores que influyen sobre el resultado de la investigación clínica sobre los que el investigador tiene poco control. Sin embargo, en el modelo numérico, no se pueden incluir los factores que influyen sobre los resultados clínicos, pero ofrece la ventaja de permitir un máximo control experimental.

En cuanto a aspectos prácticos, la integración del análisis con elementos finitos con otras herramientas como la Tomografía Axial Computarizada, lo convierten en una herramienta con un buen número de aplicaciones. Resulta muy útil en la búsqueda de diseño de articulaciones artificiales, o como herramienta de investigación de las relaciones causa – efecto de los mecanismos de fractura clínica. Por otra parte, dentro de la medicina quirúrgica, permite efectuar la elección adecuada para un hueso concreto sobre la base de sus características específicas, permitiendo plantear su evolución futura sin necesidad de intervenir al paciente y por tanto, es fundamental para el éxito y buen acierto en ensayos preclínicos de implantes.

Otro aspecto no menos importante es la relación coste – efectividad del método de los elementos finitos. Su versatilidad frente a los costosos procedimientos

experimentales los presentan como un método barato frente a éstos, y cada vez mas accesible al presentarse en paquetes de software muy elaborados.

Por supuesto, el método de los elementos finitos también ha sido aplicado en el campo de la biomecánica mandibular. Desde principios de los años 80, hasta nuestros días, un buen número de autores ha desarrollado modelos teóricos de este tipo, que pronto ganaron adeptos gracias a su aparente sencillez (90- 92).

### C.2.2. Análisis experimental.

Cualquier modelo teórico, a pesar de su grado de complejidad y sofisticación, debe someterse a una fase experimental de validación progresiva, en la cual los resultados obtenidos por métodos numéricos se comparen con los derivados de estudios experimentales realizados en circunstancias lo más similares posibles a las fisiológicas (93).

Los modelos de análisis experimental más empleados en biomecánica son:

#### 1. *Extensiometría eléctrica.*

La extensiometría eléctrica, a pesar de sus limitaciones, es la técnica experimental que ofrece más posibilidades (94). Mide la deformación que experimenta una estructura en determinados puntos de su superficie mediante la aplicación de galgas extensométricas, que son transductores electromecánicos cuya resistencia eléctrica varía proporcionalmente a la deformación del material al que están unidas. Las variaciones de resistencia se deben por una parte a la variación de la sección transversal (la compresión aumenta la sección, disminuyendo la resistencia), y por otra a la variación de la resistividad (la compresión también disminuye la resistividad). Estas galgas, por tanto, sólo responden a cambios debidos a la deformación que experimenta el sólido en un punto de la superficie a la que están adheridas y en la dirección indicada.

Se puede emplear para medir deformaciones en huesos tanto en vivo como en el laboratorio, y en este último caso se puede aplicar sobre huesos reales o sobre modelos.

En las medidas en vivo, las galgas son capaces de registrar la deformación superficial del hueso durante un período de tiempo relativamente corto, ya que no pueden protegerse suficientemente del entorno biológico en el que se encuentran. Especialmente en los días que siguen a la operación, la base de la galga se ve afectada por la inmersión en fluidos que producen una alteración del conductor que modifica la resistencia de las galgas, de forma que hay que volver a calibrar cada vez que se vayan a tomar medidas. El período de vida útil de una galga bien fijada en vivo es de cuatro o cinco semanas, siendo los casos de fallo más usuales la pérdida de continuidad del circuito, rotura de una soldadura, etc. Existen numerosos trabajos en los que se ha aplicado esta técnica en vivo, en la mayoría de los cuales se aprovecha la operación del implante para introducir las galgas (94- 96).

En cuanto a los ensayos realizados en el laboratorio, el hueso real modifica sus propiedades mecánicas al secarse y perder la viscoelasticidad por lo que en la mayoría de los casos se mantiene congelado hasta el momento de realizar el ensayo, aunque al descongelarse libera constantemente fluidos que dificultan el correcto pegado de las galgas (97- 99).

La extensimetría eléctrica se ha empleado para el estudio de la deformación mandibular en diversas regiones (48, 100). Los resultados han sido prometedores, pero la información obtenida se refiere a medidas puntuales del lugar en que las galgas son aplicadas y requiere un conocimiento previo de la topografía de la mandíbula y las cargas musculares para colocar las galgas en los sitios precisos que nos den la información deseada (Figura 13).

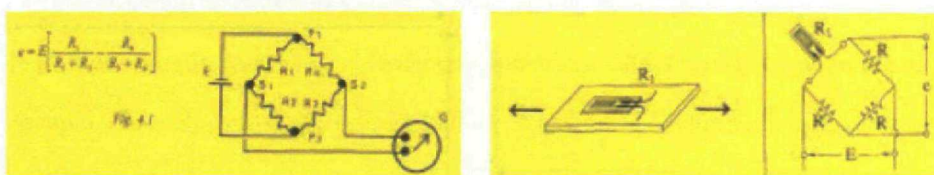


Figura 15. Bases teóricas de la extensimetría eléctrica.

## 2. *Técnicas de campo continuo: Foto-elasticidad, barnices frágiles.*

La técnica fotoelástica se ha utilizado ampliamente para el análisis de la distribución de tensiones en elementos mecánicos, como el hueso, que presentaban un alto grado de complejidad a la hora de estudiarlos analíticamente.

En 1813, Seebeck descubre que un cuerpo transparente e isótropo se convierte en birrefringente, y anisótropo, al ser sometido a tensiones o deformaciones. El fenómeno cesa cuando lo hace el esfuerzo al que está sometido el cuerpo, de forma que se habla de birrefringencia temporal o doble refracción accidental (101). La birrefringencia consiste en la capacidad de desdoblar un rayo de luz blanca, o polarizada, incidente, en otros dos que se transmiten, a través del material, con distinta velocidad, dependiendo de su índice de refracción ( $N$ ), que es la relación entre la velocidad de la luz en el vacío y la velocidad de la luz en el medio (102). Estas variaciones en los índices de refracción se manifestarán como diferentes frecuencias y/o longitudes de onda de las ondas luminosas, y serán percibidas por el ojo humano en una gama distinta de colores, al emplear un polariscopio.

El polariscopio (Fig. 14) es el instrumento básico para el análisis fotoelástico. Consta esencialmente de una fuente luminosa, que puede ser monocromática o luz blanca; de un polarizador, que polariza la luz incidente y crea un campo de luz polarizada plana y, finalmente de un analizador, lámina que colocada con su eje óptico paralelo al de aquel, deja pasar la luz y si se coloca con el eje óptico cruzado, no la deja pasar. El modelo transparente que se quiere examinar se coloca en el campo de luz polarizada, es decir, entre el polarizador y el analizador.

Cuando se coloca el modelo descargado en el campo de luz polarizada, no se produce ningún cambio en el fenómeno óptico que está teniendo lugar en el polariscopio. Sin embargo, si el modelo se somete a tensiones o deformaciones, se observará luz desde el analizador. La luz que se observa consiste en un dibujo de luces y sombras situado sobre el modelo y distribuido en forma de líneas de colores, denomi-



nadas isocromáticas, que lo surcan. La geometría de estas líneas, su número y su complejidad, dependen de las cargas que actúan sobre el modelo y de las dimensiones, forma y material del mismo, así como de la fuente de luz utilizada.



*Figura 14.  
Polariscopio para estudios  
fotoelásticos.*

Las isocromáticas son líneas de tensiones principales y crecen en número al aumentar la intensidad de la fuerza aplicada. Del mismo modo, cuanto más próximas aparezcan entre sí las isocromáticas, mayor será la concentración de tensiones. El análisis de los distintos colores de estas isocromáticas, permite determinar el nivel de la diferencia de tensiones en cada punto del material, es decir, cada franja representa un valor constante. Los colores se van repitiendo en ciclo y, a medida que el orden de franja ( $N$ ) aumenta, se pierden dos o más colores pues son más difíciles de distinguir. Cuando se trabaja con luz blanca, las líneas de color se hacen indistintas más allá del quinto o sexto orden, mientras que trabajando con luz monocromática es posible identificar de doce a quince series de líneas de tensión. No obstante, se tiende a trabajar con luz blanca debido a que los conjuntos de líneas proporcionados son menos confusos. En el interior de los modelos no es posible, en general, obtener el valor de las ten-



siones principales. Para ello, habitualmente se recurre a técnicas denominadas de separación de tensiones, que hacen referencia a formulaciones matemáticas.

La diferencia tensional ( $\sigma_1 - \sigma_2$ ) entre isocromáticas viene determinada por la siguiente fórmula:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f_\sigma}{h}$$

donde:

- (N) es el orden de franja y se calculará usando un polariscopio.
- ( $f_\sigma$ ) es el valor de franja del material, constante para cada longitud de onda ( $\lambda$ )
- (h) es el espesor del material

La secuencia de colores observados mediante fotoelasticidad con luz blanca en campo oscuro según su orden de franja es el siguiente (95):

Color	N	Color	N	Color	N
Negro	0	Azul-Verde	1,22	Rosa-rojo	3
Gris	0,8	Verde-Amarillo	1,39	Azul	3,10
Blanco	0,45	Naranja	1,63	Verde- Amarillo	3,3-3,7
Amarillo	0,60	Rojo-rosa	2	Rosa-rojo	4
Naranja	0,80	Azul-verde	2,2	Verde	4,3
Rojo-Púrpura	1	Verde	2,4	Amarillo	4,7
Azul	1,08	Amarillo	2,7	Rosa-rojo	5

Para la interpretación intuitiva de un modelo fotoelástico, se tendrá en cuenta que:

- Las isocromáticas negras representan zonas sin tensión
- Las franjas gruesas de contornos suaves junto a las isocromáticas negras corresponden a zonas de baja tensión

- Las franjas de color densas y apretadas se localizan en puntos de mayor concentración de tensiones.
- Las franjas en forma de círculos tangentes que se localizan en los bordes de la pieza se deben a contactos en las zonas de apoyo.

Para estudiar una estructura mediante la fotoelasticidad, se hace un modelo a escala de la misma en material transparente, se aplica un estado de cargas proporcional al original, y el estado tensional deducido del análisis de las isocromáticas permitirá:

- Dibujar mapas con las direcciones de las tensiones cuyos resultados pueden registrarse tanto de forma visual como fotográfica (102, 103).
- Extrapolar los resultados a la pieza original mediante las correspondientes fórmulas óptico-tensionales y de semejanza.

El estudio fotoelástico se ha desarrollado para el análisis de las tensiones y deformaciones en la superficie de los componentes sólidos (tras aplicar barnices con propiedades ópticas), o en su interior (tras la congelación de tensiones), que permiten determinar la magnitud y la dirección de las fuerzas que actúan sobre el esqueleto (104, 105).

Los primeros datos acerca del empleo de la técnica fotoelástica para el análisis de tensiones en el hueso, se remontan al estudio del estado de deformaciones de la superficie ósea mediante los barnices frágiles (106).

A la hora de aplicar la técnica fotoelástica para el análisis de tensiones que experimenta la mandíbula, existen dos posibilidades:

– La primera es emplear barnices fotoelásticos revistiendo huesos de cadáveres (107, 108). Consiste en cubrir el hueso con una capa muy delgada de material fotoelástico, de tal manera que, al someterlo a la acción de una determinada carga y proyectar sobre el mismo luz polarizada, se obtienen también franjas de colores que ahora reflejan el estado de deformaciones de la superficie del hueso. Aunque el método resulta técnicamente complejo, y requiere experiencia, tiene la ventaja de que se estudia directamente la pieza original y de ser un método continuo, capaz de presen-

tar el estado de deformaciones de toda la superficie del hueso real, sin las restricciones que supone el hecho de recurrir a un modelo simplificado del mismo. La técnica de revestimiento fotoelástico se ha ideado con la finalidad de evitar la construcción de modelos. En ella la fuente de luz atraviesa sólo medio polariscopio hasta incidir en la resina fotoelástica, la cual reflejará esta luz que volverá a pasar por el polariscopio.

La sensibilidad de un ensayo con revestimiento fotoelástico aumenta con el espesor de la lámina, y la máxima respuesta se obtendrá en los puntos de la pieza en que se alcance plastificación.

Esta técnica ha sido empleada en mandíbulas de cadáveres con resultados prometedores (109, 110), sin embargo, no permite obtener la variación tensional en el interior del hueso.

— La segunda supone realizar modelos fotoelásticos, elaborados habitualmente con un polímero de resina epoxi o policarbonato, que presentan el inconveniente de que no pueden simular las diferentes propiedades de la estructura del material óseo, ya que se trata de materiales homogéneos e isotrópicos. Así, para estudiar una estructura mediante la fotoelasticidad, se hace un modelo a escala de la misma en material transparente, se aplica un estado de cargas proporcional al original y el estado tensional deducido del análisis de las isocromáticas se extrapola a la pieza original mediante las correspondientes fórmulas óptico-tensionales y de semejanza.

Esta técnica ha sido aplicada a modelos de cadera por distintos autores (111, 113), obteniendo tensiones en el cuello femoral que concuerda con las teorías clásicas de la materia, según las cuales la arquitectura del sistema trabecular del cuello femoral actúa de acuerdo a las trayectorias originadas por las tensiones principales (40, 79, 114).

La fotoelasticidad es especialmente útil para estudiar regiones amplias con geometrías complejas, situaciones de carga complicada o ambas situaciones a la vez en

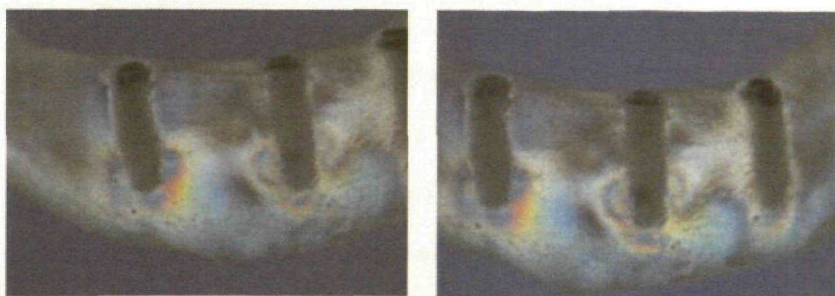
las que los modelos teóricos son difíciles de realizar (mecánica de la fractura, problemas de fatiga, estudio de tensiones residuales y de grandes deformidades) (115, 116).

La fotoelasticidad es la única técnica experimental que permite determinar en tres dimensiones el estado tensional de cualquier elemento (117). Además proporciona información de campo completo de las direcciones e intensidad de las tensiones principales que permite conocer las sollicitaciones mecánicas de un segmento óseo (2, 103).

El método fotoelástico se ha empleado para determinar las tensiones del ligamento cruzado anterior (118), cambios postmenisectomía (119), estudio del pie en el síndrome de Down (120), efecto del calcar femoral (121) y el comportamiento biomecánico de los elementos posteriores de la columna lumbar (122).

En el campo de la cirugía oral y maxilofacial, las principales indicaciones han sido:

- Establecimiento del patrón tensional en mandíbulas dentadas y edéntulas. (6, 123). (Figura 15)
- Validación de los diferentes métodos de osteosíntesis empleados en el manejo de las fracturas (124-127).
- Investigación de los métodos de fijación de injertos de hueso (128).
- Investigación de métodos de reconstrucción mandibular (129).
- Determinación de áreas del esqueleto predispuestas a fracturas (130).
- Estudios de expansión quirúrgica asistida y de aplicación de fuerzas ortodóncicas (131).



*Figura 15. Aplicación del método fotoelástico para el estudio de implantes dentales mandibulares.*

### C.2.3. Aplicación de los métodos experimentales.

La aplicación de los métodos experimentales exige la adecuación del modelo a las condiciones fisiológicas del sistema representado. Hasta nuestros días, la validación del método experimental no se ha correspondido con estudios fisiológicos paralelos, con lo cual los resultados obtenidos han sido poco fiables (132).

En la definición del modelo, se han utilizado varios métodos para determinar la geometría de los huesos. Estos métodos al principio estaban basados en técnicas destructivas, pero en los últimos años se han ido imponiendo métodos no destructivos con óptimos resultados.

Los métodos destructivos parten de la sección del hueso real. A partir de las secciones realizadas, se puede obtener la imagen digitalizada mediante fotografías, introduciendo la imagen en el ordenador a través de una tableta digitalizadora o directamente con un escáner. También se puede encajar la sección en un molde de resina e introducir la imagen en el ordenador a través de un digitalizador óptico (133-5). A partir de estas técnicas básicas se pueden combinar distintas técnicas de digitalización, con radiografías y secciones de hueso físico para determinar la geometría del hueso en dos o tres dimensiones. (136-40).

Los métodos no destructivos tratan de realizar réplicas del hueso mediante:

- Prototipado rápido: consiste en realizar moldes exactos del hueso, que se rellenarán del material de estudio para generar cuantas réplicas sean necesarias.
- Estereolitografía: emplean la Tomografía Axial Computerizada (TAC) para obtener las imágenes directamente en formato digital, sin distorsión, y con información de la densidad radiográfica que se pueda relacionar con las propiedades mecánicas del hueso (141, 142). Desde aquí se pueden generar modelos tridimensionales para estudio.



Una vez obtenidas las réplicas óseas habrá que fabricar un modelo mecánico cuyo montaje simule la arquitectura del miembro o aparato objeto de estudio, especificando los músculos y ligamentos que intervienen en la estabilización del mismo, a los cuales se les aplicarán unos valores de cargas obtenidos en estudios previos electromiográficos.

Como este estudio va dirigido al análisis de las tensiones inferidas en la mandíbula por los músculos que participan en el equilibrio del sistema músculo-esquelético masticatorio diseñamos un simulador cumpliendo las siguientes premisas:

- reproducir fielmente las fuerzas de tracción de todos los grupos de músculos que actúan en el sistema.
- reproducir las tres regiones de articulación: ambas articulaciones témporo-mandibulares y la arcada dentaria.
- adaptarse a las variaciones anatómicas de las estructuras a simular.
- ser capaz de reproducir las diferentes posiciones mandibulares durante la masticación.
- ser capaz de determinar la intensidad y dirección resultante de las fuerzas externas aplicadas al sistema así como la reacción intra-articular que se genera (110).

Basándonos en estas premisas se plantea el diseño de un simulador que permita obtener información útil para la práctica clínica diaria en el área maxilofacial.

# Objetivos

Los objetivos generales de este trabajo son:

- Elaborar un simulador estático del sistema músculo-esquelético masticatorio apto para estudios y ensayos biomecánicos.
- Evaluar el papel de la fotoelasticidad en el estudio de las características biomecánicas del sistema, y especialmente en lo que se refiere al hueso mandibular.

Estos objetivos generales se conseguirán a través de los siguientes objetivos específicos:

- **Con respecto al simulador.**
  - Conseguir réplicas adecuadas de todos los componentes del sistema, fundamentalmente de las estructuras óseas y musculares.
  - Conseguir reproducir las diferentes posiciones, tanto en condiciones fisiológicas como patológicas, que puede adquirir el sistema, de manera que se reproduzca la cinemática y la cinética de la mandíbula y el sistema.
- **Con respecto a la fotoelasticidad.**
  - Aplicar el método de congelación de tensiones a los modelos de estudio con resultados predecibles.
  - Valorar la fiabilidad de este método para el estudio tridimensional de los modelos mandibulares, con el fin de conocer:
    - La distribución de tensiones en el hueso mandibular en las diferentes posiciones fisiológicas; apertura, cierre...
    - La distribución de tensiones en la interfase entre hueso mandibular e implante, en este caso placas y tornillos de titanio, en distintas situaciones que se plantean en la clínica diaria.

# Material y métodos

## A. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE LAS RÉPLICAS ÓSEAS.

Para la reproducción del esqueleto facial se recurrió a un cráneo adulto con maxilar y mandíbulas con dentición completa. La réplica craneal consistió en una reproducción a escala 1:1, realizada en poliuretano y obtenida por vaciado de una impresión de silicona de un cráneo óseo, que se modificó en su porción dento-alveolar para que ocluyese con una mandíbula totalmente dentada de hueso seco de cadáver procedente de un osario, que además presentaba una distancia intercondílea similar a la distancia interglenoidea del cráneo.

El cráneo actuaría como parte fija del sistema. Para su inmovilización se obturaron los orificios con silicona y se rellenó el modelo de escayola tras introducir un vástago metálico a través del foramen magno. Para conseguir una posición adecuada se utilizó un nivel durante el fraguado que aseguró el paralelismo con respecto al plano de trabajo (Fig 16, 17).

En el vástago se colocó una pieza de resina en forma de alas de mariposa, que simulaba el hueso hioides en su posición natural. Finalmente, el vástago se ancló en un trípode que daba soporte al sistema (Fig 18, 19).

Los modelos o prototipos mandibulares de estudio se obtuvieron mediante la realización de réplicas de mandíbula empleando la técnica de prototipado rápido y colado bajo vacío que consiste en la obtención de réplicas óseas en un molde de silicona que reproduce fielmente el modelo original. Se sumergió la mandíbula en un baño de silicona autopolimerizable tras el fraguado, que tuvo lugar en unos minutos, se creó un molde de dicho hueso (fig 20). Para extraer la mandíbula se dibujó una línea alrededor del plano coronal medio mandibular, y sobre ella se trazaron varias perpendiculares. Mediante un bisturí del número 11 se seccionó el molde siguiendo la línea horizontal que marca el plano coronal medio y se marcaron en espesor parcial las perpendiculares. Este procedimiento permitió extraer la mandíbula y volver



a colocar el molde en la posición exacta a la hora de realizar las réplicas, gracias a las líneas perpendiculares.

Los prototipos mandibulares fueron realizados en resina epoxy que, dadas sus propiedades ópticas, la hacían apta para el estudio foto-elástico. En nuestro caso, se empleó una resina con dos componentes:

- Una resina base epoxy tipo EPOFER EX 401®, y
- Un catalizador o endurecedor tipo EPOFER E-432 ®

Ambos componentes se presentan en forma de líquido viscoso para mezclado (Fig. 21). La mezcla se efectuó en una cámara de degasificación, a temperatura ambiente y con una proporción de 100 g de resina por cada 32 g de endurecedor, haciendo vibrar ambos componentes con el fin de evitar la formación de burbujas. Para obtener un resultado óptimo en el fraguado se vertió la colada cuando se ya se había iniciado la reacción exotérmica que precedía al endurecimiento. Este vertido se realizó mediante inyecciones sucesivas de los componentes de la resina epoxy que polimerizaron dando lugar a múltiples réplicas de la mandíbula. Las inyecciones se llevaron a cabo a través de sendos orificios situados en la región de la apófisis coronoides (Fig. 22, 23). El tiempo de curado fue de unas 24 horas a temperatura ambiente, tras las cuales se pudo desmoldar, y obtener el prototipo para su estudio.

Las mandíbulas así obtenidas se fijaron al cráneo mediante la articulación témporomandibular. Para obtener la réplica del menisco, se recubrieron los cóndilos con silicona Zeta-labor® endurecida con Indurent Gel® que fue adaptada, mientras endurecía, a dichas cavidades glenoideas de la base del cráneo, intentando ubicar la mandíbula en una posición en la que las ramas horizontales mandibulares fuesen paralelas a la superficie oclusal del maxilar superior. (Fig. 24, 25).



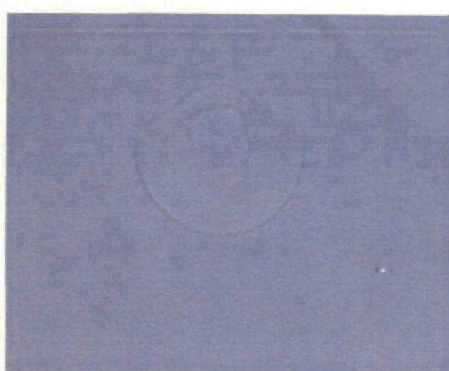
*Figura 16. Introducción del vástago en el modelo y decantado de la escayola.*



*Figura 17. Nivelación del modelo con respecto al plano de trabajo.*



*Figura 18. Réplica del hueso bioidea.*



*Figura 19. Inserción del vástago en el trípode.*



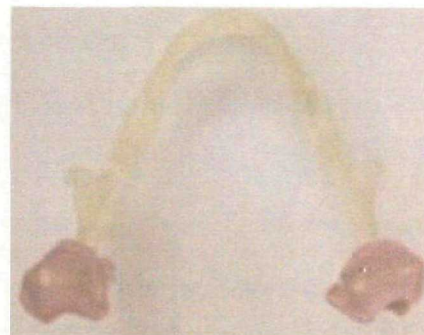
*Figura 20. Molde de silicona abierto por la mitad, preparado para ser empleado.*



*Figura 21. Presentación de la resina epoxy y su catalizador.*



*Figura 22 y 23. Orificios para la decantación de resina, y técnica para llevarla a cabo mediante inyecciones sucesivas.*



*Figura 24 y 25. Simulación de la articulación temporomandibular.*

## B. REALIZACIÓN DE ENSAYOS.

### B.1 DETERMINACIÓN DE LAS ACCIONES MUSCULARES EN SITUACIONES NATURALES.

Dado que el objeto de este trabajo era estudiar y analizar los distintos estados tensionales del sistema musculo-esquelético masticatorio empleando la técnica foto-elástica de un individuo sano, con dentición completa y con relación oclusal en clase I de Angle (143), a fin de valorar los cambios producidos en los estados tensio-



nales tras la osteosíntesis, los diferentes ensayos realizados estuvieron encaminados a conseguir este propósito.

En esta situación seleccionamos tres posiciones:

- Posición n° 1: Cierre mandibular sin aplicación de fuerzas musculares. Se consideró necesario ya que cualquier método de estudio debe tener una situación de control y unos casos que supongan la variación de ese estado.
- Posición n° 2: Apertura mandibular normal. Se eligió una apertura de 35 mm, cercana a lo que se considera como una apertura normal máxima. Para ello se elaboró una férula en forma de cuña, que presentase contactos precisos en las arcadas superior e inferior.
- Posición n° 3: Cierre mandibular completo en posición de máximo contacto de las regiones molares.

En el primer caso no se aplicaron fuerzas musculares. En los dos siguientes se aplicaron cargas masticatorias similares a las fisiológicas. Estas cargas fueron calculadas por Meyer realizando mediciones en individuos voluntarios sanos mediante técnicas electromiográficas (109) de los principales músculos masticatorios (144):

- Maseteros
- Pterigoideos laterales: recordando que los fascículos inferiores se insertan en la mandíbula y los superiores en el menisco (145-146)
- Pterigoideos mediales
- Temporales. Subdivididos en sus porciones anteriores y posteriores, ocupando las mismas áreas de superficie de inserción mandibular como sugieren diversos autores (147-148)
- Músculos depresores, considerados como dos grupos: los que parten del hueso hioides y alcanzan la región de la apófisis geni (corresponderían a

los genioglosos), y los que desde dicho hueso alcanzan la línea milohioidea de la mandíbula (corresponderían al milohioideo).

La orientación en los tres planos del espacio y las inserciones de origen y final de los músculos fueron determinadas basándose en los datos anatómicos disponibles (91, 147-149).

Los valores medidos por Meyer para las diversas posiciones mandibulares quedan expuestos en la tabla 1.

Newton	Masetero	Temporal anterior	Temporal posterior	Pterigoide lateral	Pterigoideo medial	Depresores
Cierre isométrico forzado	475 <u>160</u>	469 <u>155</u>	162 <u>54</u>	400 <u>133</u>	450 <u>150</u>	83 <u>28</u>
Apertura de 35 mm	40	40	40	30	30	160

*Tabla 1. Valores totales, en Newtons, de las fuerzas musculares para las posiciones indicadas. (Meyer et al 98).*

Para la posición 2 (boca abierta) se emplearon exactamente estos valores. Sin embargo, para la posición 3 (boca cerrada), las mediciones de fuerza realizadas por Meyer se referían a aquella situación en la que existe máximo contacto entre los primeros molares, que es la de mayor eficiencia masticatoria en pacientes en clase I y además en ejercicio isométrico máximo. En la posición 3, se tomó la decisión de aplicar exclusivamente 1/3 de esa fuerza, como una situación de cierre fisiológica con los dientes en contacto entre ambas arcadas, superior e inferior (valores en rojo en la tabla 1).

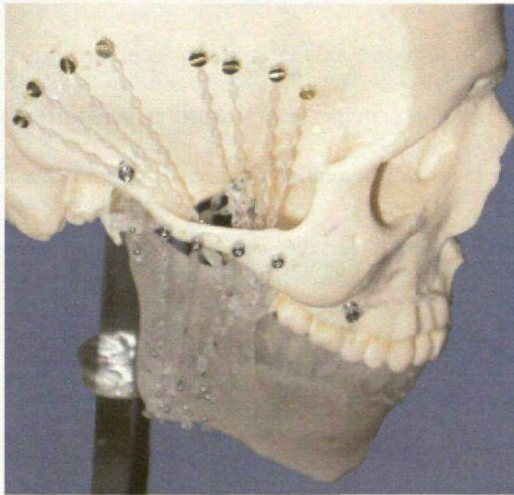
Las tracciones musculares se originaron mediante la aplicación de cadenas de silicona para ortodoncia. Con el fin de unir los puntos de origen y final de los músculos depresores y elevadores se insertaron tornillos de titanio en estas áreas (Fig 26).

En lo referente a los músculos depresores, se ubicaron orificios en las apófisis geni inferiores para los músculos genihioideos, en cada una de las fosas digástri-

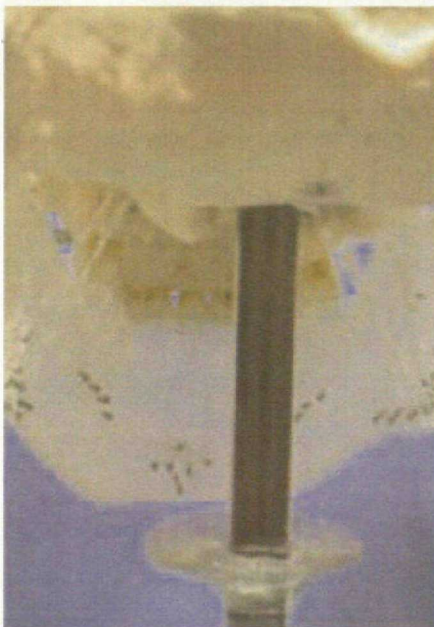


cas para los músculos digástricos anteriores y en ambas líneas milohioideas mandibulares (unos anteriores y otros posteriores), para el músculo milohioideo (Fig. 27).

Respecto a los músculos de cierre mandibular o elevación, se ubicaron los agujeros en el cóndilo mandibular para la inserción de los músculos pterigoideos laterales, en las apófisis coronoides para los músculos temporales y en el ángulo mandibular para imitar la inserción de los músculos maseteros y pterigoideos mediales (Fig. 28).



*Figura 26.  
Unión de los puntos de inserción y  
origen mediante cadenetas de látex.*



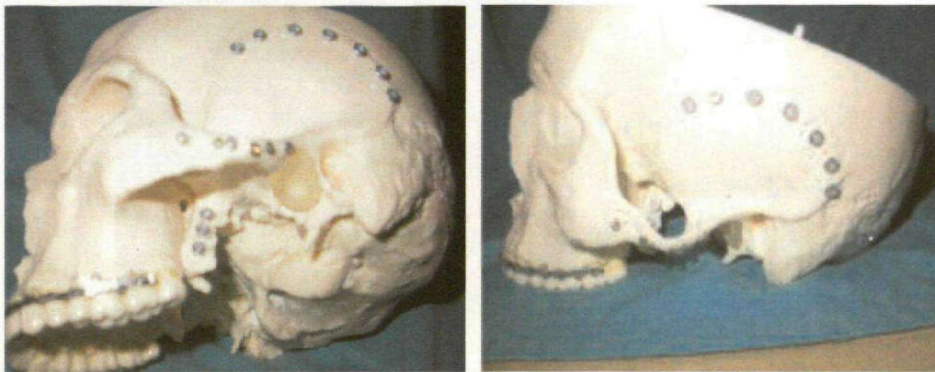
*Figura 27. Representación de los puntos de  
inserción de los músculos depresores mandibulares.*



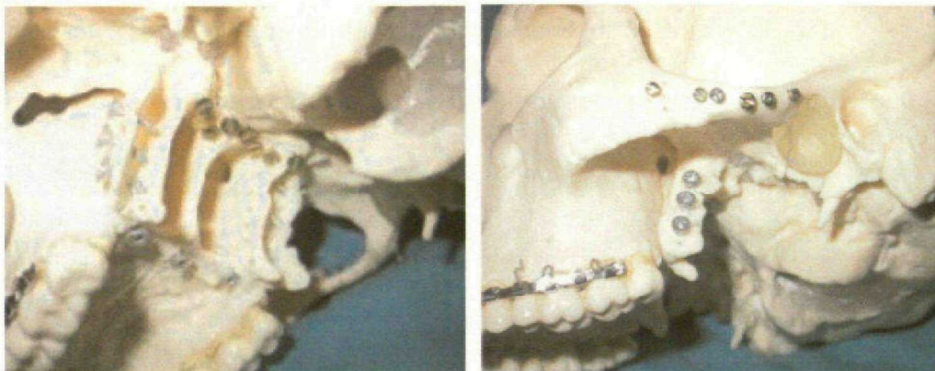
*Figura 28. Representación de los puntos de  
inserción de los músculos elevadores mandibulares.*

Con el fin de imitar la dirección de sus fibras musculares, se realizaron agujeros en la base de cráneo, en la pared externa de las apófisis pterigoides; en la fosa temporal por detrás del arco zigomático; en el borde de dicho arco zigomático y entre las dos alas de la apófisis pterigoides, respectivamente (Fig. 29, 30, 31 y 32).

Las cadenas de silicona dirigidas al hioides nos permitieron realizar la tracción de la mandíbula imitando la contracción muscular que ocurre cuando actúan los músculos suprahioides y las cadenas que imitan la inserción de los músculos de cierre nos permitieron constituir la resistencia que dichos músculos oponen a la apertura bucal, así como la fuerza que realizan durante el cierre (Fig. 33, 34 y 35).

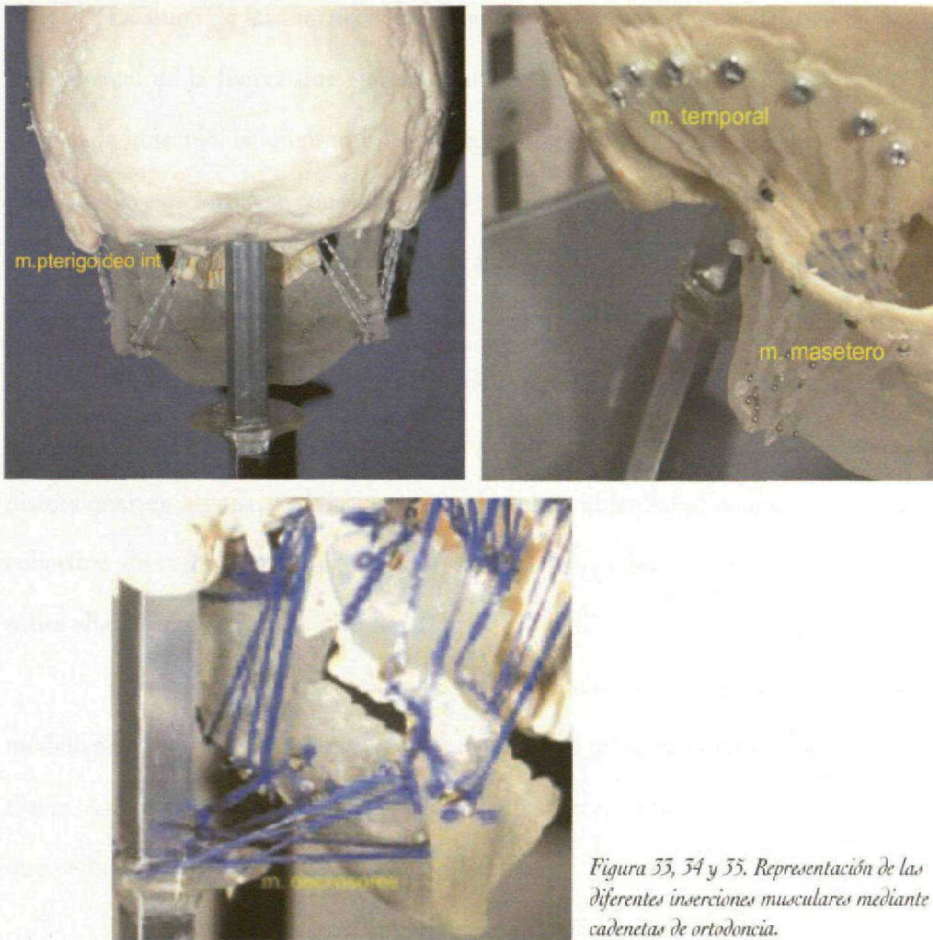


*Figura 29 y 30. Situación de los tornillos que simulan las inserciones musculares craneales (maseteros, temporales anterior y posterior y pterigoides).*



*Figura 31 y 32. Situación de los tornillos que simulan las inserciones musculares craneales (maseteros, temporales anterior y posterior y pterigoides).*





*Figura 33, 34 y 35. Representación de las diferentes inserciones musculares mediante cadenas de ortodoncia.*

Las tracciones musculares se realizaron gracias a la aplicación de fuerzas conocidas y precisas a cada elástico entre los dos puntos de inserción muscular, mediante el empleo de un dinamómetro Dinamor®, de 50 N (Fig. 36, 37).



*Figura 36 y 37. Dinamómetro para una fuerza máxima de 50 Nw.*

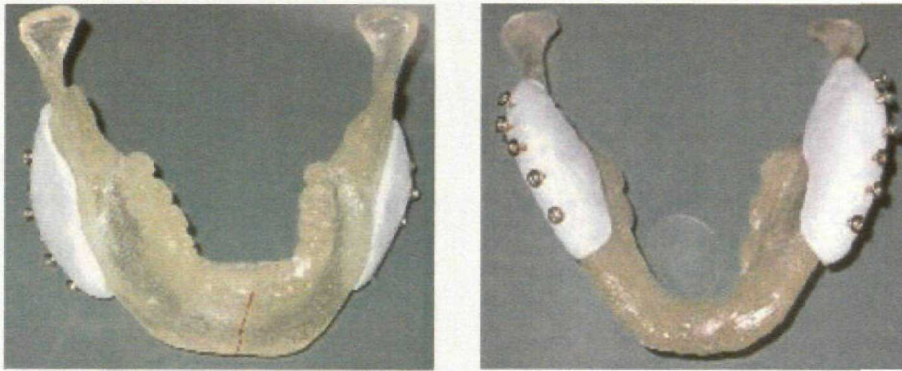
La suma de las fuerzas correspondientes a cada cadeneta daba como resultado el total de la fuerza que ejercía el músculo correspondiente en cada posición. Para cada músculo, la longitud y la fuerza de extensión de cada cadeneta fueron las mismas. De esta forma se conseguía un reparto uniforme de las tensiones que soportaba el hueso en cada punto de inserción, acorde a la sollicitación externa debida a la situación del músculo.

En los casos en los que las área de inserción mandibular, fundamentalmente de los músculos elevadores, eran objeto de estudio, los tornillos de fijación podían distorsionar en alguna medida los resultados obtenidos. Para evitarlo se aplicó una cobertura de metacrilato (Special Tray ®) en las regiones de inserción muscular, y sobre ella se enroscaron los tornillos (Fig 38A y 38B).

Tras los ensayos en condiciones fisiológicas, se intentó evaluar la utilidad del modelo en situaciones patológicas que remedasen lo que ocurre en la práctica clínica diaria. Así, partiendo de la posición nº 3, se introdujeron nuevas variables de estudio que respondían a otras posiciones mandibulares:

- Posición nº 4: Cierre mandibular con aplicación de cerclaje para bloqueo intermaxilar elástico, en el que se emplean férulas de Erich sujetas mediante alambrado interdental a las piezas dentarias (Fig 39).
- Posición nº 5: Cierre mandibular con aplicación de placas para tornillos de 1, 2 y 2,4 mm de titanio; utilizando sistemas de tornillo enroscado a la placa (tipo "locking" o bloqueado), o sistemas convencionales en los que el tornillo comprime la placa contra el hueso ("rosca-chapa"), para evaluar el efecto de compresión ósea. Las fracturas en las que se emplearon tales osteosíntesis se trazaron en la región posterior del cuerpo mandibular-ángulo con el fin de completar el estudio de la distribución de fuerzas en la zona dentada, a lo largo de las arcadas mandibulares. Se evaluaron las siguientes situaciones:





*Figura 38A y 38B. Aplicación deacrílico en las zonas de inserción muscular para evitar interferencias con la medición de las tensiones en la mandíbula.*



*Figura 39. Situación de bloqueo intermaxilar elástico.*

- Sistemas convencionales (de 2 mm, marca Osteomed ®) frente sistemas de tornillo atornillado a placa (tipo "locking" de 2,4 mm, marca Straumann®). Se realizaron fracturas en el cuerpo de mandíbulas en posición nº 3 que se fijaron con miniplacas y tornillos de cada uno de los sistemas (Fig. 40).
- Osteosínteis con sistemas convencionales empleando tornillos de 1 mm (Osteomed ®) unicorticales frente a tornillos más gruesos de 2 (Osteomed®). Se realizaron osteotomías en la zona del cuerpo mandibular en mandíbulas en posición nº 3, que se fijaron con miniplacas de cuatro orificios, que situaba dos tornillos a cada lado de la fractura (Fig. 41).





*Figura 40. Fijación de fractura mediante placa única "uni-lock" de 2,4 mm.*



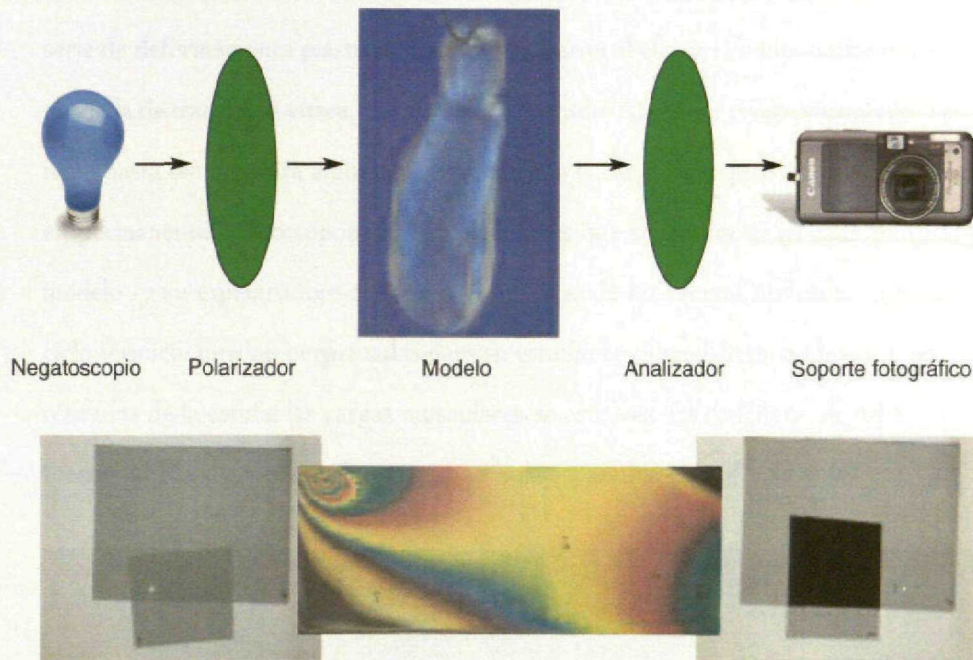
*Figura 41. Fijación de fractura mediante dos miniplacas (2,0 y 1,2 mm).*

## B.2. REALIZACIÓN DE ESTUDIOS FOTO-ELÁSTICOS.

Sobre estos modelos se aplicaron las técnicas foto-elásticas. Para la valoración de las tensiones se aplicaron filtros polarizadores de tipo circular antes de la fuente de luz blanca, entre esta luz y el objeto de estudio, y otro entre objeto y receptor. Antes de los ensayos se fotografiaron las piezas con cámara digital y se observaron los prototipos con luz blanca mediante el empleo de filtros para descartar las líneas isocromáticas de tensión que pudiesen aparecer durante la fabricación de la mandíbula para evaluar su evolución durante los siguientes pasos del procedimiento (Fig 42). Estas fotografías se tomaron sin someter los modelos mandibulares a las acciones musculares, ya que las resinas epoxy al someterse a cargas pre-

sentan un cierto grado de deformación que se manifiesta con la aparición de isocromáticas.

En el presente estudio se emplearon 2 mandíbulas para cada una de las cinco posiciones de estudio mencionadas anteriormente.



*Figura 42. Esquema del estudio foto-elástico de una determinada probeta o modelo.*

#### B.2.1. Congelación de tensiones.

Una vez montados los modelos de estudio con las correspondientes cargas aplicadas en el simulador estático diseñado para tal fin, se sometieron a un proceso de congelación de tensiones, que consistió en la introducción del sistema en un horno o estufa donde se le sometió a un ciclo térmico en el cual la temperatura fue elevada progresivamente desde la temperatura ambiente hasta 70 grados centígrados. Esta temperatura se mantuvo durante dos horas y media, manteniendo nuestro simulador en el horno hasta su enfriamiento. Esta técnica se basa en la naturaleza bifásica de los polímeros termoestables, constituidos por largas cadenas moleculares, unidas entre sí



mediante enlaces secundarios débiles, que desaparecen de modo prácticamente reversible cuando el polímero es calentado por encima de una cierta temperatura, denominada de transición vítrea del material (150). La ruptura de estos enlaces hace decrecer notablemente el módulo de Young del polímero. Así, cuando los modelos mecánicos mandibulares fueron sometidos a carga a temperatura ambiente, sufrieron una serie de deformaciones plásticas, que se acentuaron al elevar la temperatura por encima de la de transición vítrea, con el modelo cargado. Al enfriar progresivamente el sistema hasta temperatura ambiente, manteniendo la carga, la deformación se convierte en permanente. Esto supone que las tensiones que se producen en cada punto del modelo -y su espectro foto-elástico-; resultantes de las fuerzas aplicadas durante el ciclo térmico, quedan perpetuadas para su estudio en el modelo mandibular. Una vez retirados de la estufa, las cargas musculares en este caso las cadenetras de ortodoncia, fueron liberadas, y el maxilar y la mandíbula separados (Fig. 43, 44 y 45).



*Figura 43. Comparación entre mandíbula normal y de ensayo, tras aplicar el proceso de congelación de tensiones a esta última.*



*Figura 44 y 45. Estado de la mandíbula tras aplicar el proceso de congelación de tensiones, una vez retiradas las cadenetras de ortodoncia que simulan las fuerzas musculares.*

### B.2.2. Evaluación de los estados tensionales.

Tras el proceso de congelación de tensiones en cada uno de los diferentes ensayos, se procedió a evaluar mediante técnica foto-elástica todos los modelos de estudio.

El proceso de congelado de tensiones cumplió dos objetivos:

- Fijar las tensiones musculares
- Eliminar las tensiones residuales

Para observar los modelos de estudio se emplearon filtros polarizadores de campo oscuro de la casa Vishay Measurements Group, Inc. ® (Fig. 14).

El primer análisis se obtuvo de forma inmediata tras la retirada de las cadenas que simulaban las fuerzas musculares, y permitió observar la situación tensional de la mandíbula tras la aplicación de las tensiones iniciales (Fig. 46).

Para realizar el estudio tridimensional de las tensiones se cortó la mandíbula en diversas rebanadas de 5 mm de grosor siguiendo un plano de corte perpendicular al plano del suelo. Como instrumento de corte se empleó una sierra reciprocante (Osteomed®) (Fig. 47) con irrigación intensa para evitar calentamiento que alterase la distribución de las tensiones. De esta manera se aseguraron cortes precisos, de grosor uniforme y paralelos. Las rebanadas se numeraron para su identificación empleando el número 1 para la arcada derecha y el 2 para la izquierda. Cada rebanada, a su vez, se enumeró desde el 1 hasta el 10 desde medial a lateral para su estudio (Fig. 48).

Acotamos el estudio al área dentada mandibular, de sínfisis a ángulo, por los siguientes motivos:

- Dado que la mandíbula en elevación puede considerarse una palanca de tercer orden, el lugar donde se producen las fuerzas de reacción a las tracciones musculares es precisamente la arcada dentaria, donde se suman los efectos de la oclusión y los condicionados por situaciones patológicas.

- Casi todos los estudios de la biomecánica mandibular son bastante prolíficos acerca de la distribución de las cargas en la rama mandibular y articulación temporomandibular (46,109,110), pero obvian los resultados de la transmisión de esas fuerzas a la arcada dentativa.

- Cualquier manipulación quirúrgica, o cualquier traumatismo causantes de una fractura en la mandíbula, se van a expresar clínicamente como alteraciones en la oclusión dentaria y en su capacidad de funcionamiento correcto.

Para el estudio de estas áreas se realizaron 10 cortes en cada lado, divididos en cuatro regiones funcionales (Fig. 49):

- Región sinfisaria y parasinfisaria: Corresponde a los cortes 1, 2, 3 y 4.
- Región anterior del cuerpo mandibular: Corresponde a los cortes 5 y 6.
- Región posterior del cuerpo mandibular: Corresponde a los cortes 7, 8 (segundo molar) y 9 (región mesial de tercer molar).
- Región del ángulo mandibular: Corresponde al corte 10.

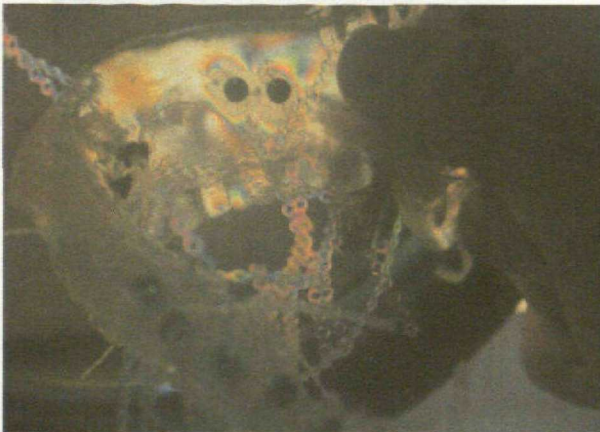
La región parasinfisaria, corresponde a incisivos, canino y zona mesial del primer premolar. Las áreas del cuerpo, anterior y posterior, incluyen la parte distal del primer premolar y los primeros y segundo molares, que son las zonas masticatorias por excelencia. Finalmente, la región del ángulo se refiere al área donde se encuentra el tercer molar inferior.

Posteriormente, cada una de estas 10 rebanadas de resina se pulió con una lija adosada a un puño eléctrico, posteriormente con polvo de piedra pómez y finalmente se barnizaron hasta obtener una transparencia adecuada para su observación en el polariscopio (Fig. 50, 51, 52 y 53). Desde el momento del procesado hasta su observación, los cortes mandibulares se conservaron en el congelador a  $-20^{\circ}\text{C}$ .

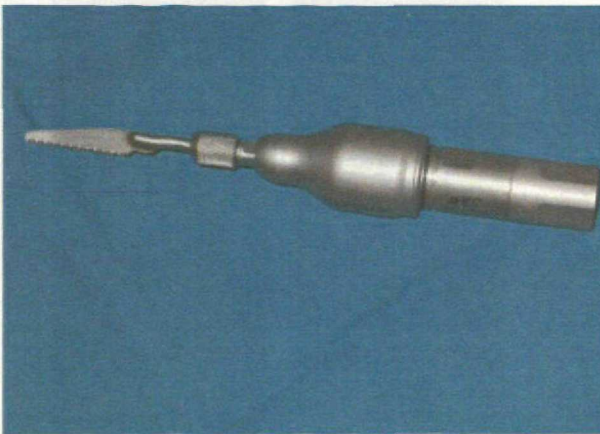
Mediante una cámara Nikon Coolpix 4500 a cuyo objetivo se había acoplado un filtro de espato de Islandia se fotografiaron las imágenes de las rebanadas mandibulares.



Del estudio de estas imágenes pudimos verificar el estado tensional de toda la mandíbula en altura, espesor y grosor, pudiendo analizar y comparar la cortical y trabecular de dicho hueso.



*Figura 46.  
Vista de los estados  
tensionales tras la  
congelación de tensiones.*



*Figura 47.  
Sierra recíprocante  
empleada para la  
obtención de las  
rebanadas mandibulares.*



*Figura 48.  
Trazado de las  
rebanadas mandibulares  
previo a su sección.*



*Figura 49.  
Cortes, sin pulir;  
correspondientes a una  
hemiarcada mandibular.*



*Figura 50, 51, 52 y 53.  
Cortes mandibulares antes  
y después del pulido en las  
regiones caninas y molares.*

### B.2.3. Interpretación de los estados tensionales en la mandíbula.

La foto-elasticidad ofrece la posibilidad de estudiar el estado tensional de una determinada estructura gracias al análisis semicuantitativo de la distribución de dichas tensiones a lo largo de su anatomía. Este estudio, permitirá evaluar la diferencia de las tensiones en cada uno de los puntos de los cortes mandibulares, para poder inferir la situación tensional en todo el modelo.

A la hora de interpretar los resultados, se debe tener en cuenta que:

- La situación tensional en un determinado punto se obtiene gracias al estudio de las franjas de colores isocromáticas, nombre con el que se designa a cada franja de un color dado. El color depende del comportamiento de dicha franja frente a la luz polarizada y es el responsable de que se le asigne un determinado valor constante, orden de franja "n", que refleja el espectro de colores recorrido desde una zona sin tensión hasta el punto de interés. Este espectro de colores y su "n" u orden de franja, que ya fue presentado en el apartado de Introducción, es la única variable en la ecuación que determina la situación tensional en un punto, que es :

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f_\sigma}{h}$$

En este caso, "f" y "h" son constantes. Si se aplica esta ecuación a cada isocromática, se obtendrá la diferencia de tensiones entre dos puntos.

El espectro de colores y su "n" se aprecia claramente en la figura 54.

- Además, de forma intuitiva, las áreas de fuerte acumulación de franjas revelan gradientes de tensión importantes.

- Finalmente, las zonas o "bordes libres" en los que se apliquen fuerzas directas de tensión o compresión, por ejemplo osteosíntesis, mostrarán un espectro típico dependiente del tipo de fuerza aplicada, que se mostrará según el esquema presentado en la figura 55.



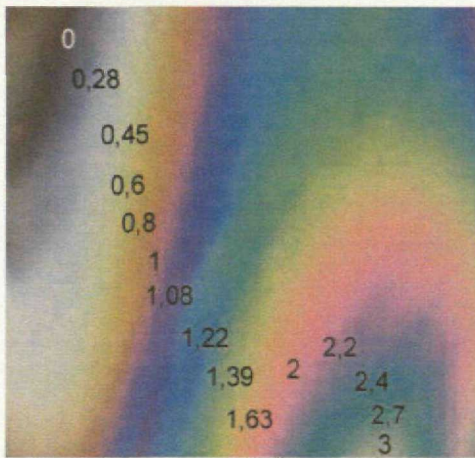


Figura 54. Órdenes de franja correspondientes al espectro de colores.



Figura 55. Zona de compresión debida a la colocación de un tornillo.

# Resultados



A. CON RESPECTO AL SIMULADOR DEL SISTEMA.  
MASTICATORIO SE DEBE ATENDER A:

A.1. EL COMPORTAMIENTO DE LOS MATERIALES EMPLEADOS.

A.1.1. En relación a las partes óseas del sistema.

La elección del poliuretano para realizar la réplica craneal resultó óptima, ya que permitió un soporte estable para las inserciones musculares. Esta estabilidad se mantuvo incluso durante los procesos de calentamiento y enfriado relacionados con la congelación de tensiones. De hecho, se utilizó una sola pieza para realizar todos los ensayos. La única incidencia se produjo en la región de los arcos zigomáticos, donde se insertan los músculos maseteros, en aquellos casos en los que se aplicaban fuerzas máximas de cierre mandibular forzado, ya que se producían deformaciones que podrían haber falseado los resultados definitivos al disminuir la tensión de los elásticos. Para evitarlo, se aplicaron placas de osteosíntesis de titanio que aumentaron su integridad estructural (Fig. 56).

Con respecto al material elegido para los modelos mandibulares, la resina epoxy epofer-401 resultó muy adecuada en dos aspectos fundamentales:

- Como réplica de la estructura ósea. En este sentido, el comportamiento del material ante la inserción de prótesis, placas y tornillos, así como ante las diferentes manipulaciones quirúrgicas, fundamentalmente osteotomías, fue similar al del hueso nativo.

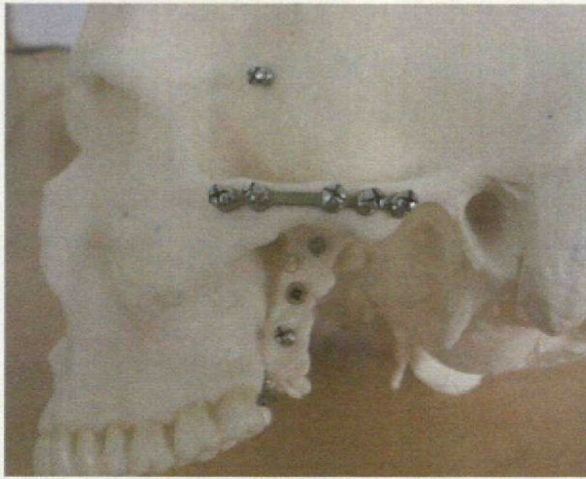
- Como objeto del estudio foto-elástico. La resina epoxy nos ofreció información semi-cuantitativa de la distribución de tensiones tanto en la cortical como en la medular mandibular. No obstante, el manejo de este material resultó incómodo y delicado. La obtención de buenas réplicas mandibulares exige un estricto mantenimiento de las proporciones de resina base y catalizador, así como el vertido en el molde cuando ya se ha iniciado la reacción exotérmica que precede al fraguado. Este

proceso ocurre a temperatura ambiente en no menos de 24 horas y debe completarse antes de iniciar cualquier tipo de ensayo.

#### A.1.2. En relación a las partes blandas del sistema

Con respecto a la simulación de las fuerzas musculares, la réplica obtenida mediante cadenas de silicona para ortodoncia, resultó adecuada, ya que el comportamiento de este material presenta grandes similitudes con las propiedades elásticas de los músculos. Además, permitía conservar el equilibrio estático del sistema en cualquier posición. Al igual que el poliuretano, las cadenas elásticas soportaban perfectamente y sin deformación evidente las temperaturas de congelación de tensiones para la resina epoxy.

Un problema añadido fue insertar los elásticos en los modelos. En el cráneo, empleamos tornillos de titanio de 2 mm de diámetro con una cabeza de al menos 4 mm, que evitaba que las cadenas se saliesen de sus anclajes. La inserción mandibular ocasionó mayores problemas, ya que la introducción de cualquier material en el espesor de las réplicas de resina tenía el inconveniente de propiciar la aparición de tensiones locales independientes de las tracciones musculares. Para evitarlo recurrimos a tornillos de 1,5 mm de diámetro y ganchos de acero que se colocaron durante el fraguado de la mandíbula. El empleo del polimetil metacrilato donde se enroscaron los tornillos en las áreas de inserción muscular obvió este problema. Por otro lado, la observación de la mandíbula antes y después de la congelación de tensiones permitió analizar como este proceso eliminaba las tensiones residuales producidas durante la aplicación de los aditamentos de inserción. Dado que los objetivos del estudio se centraban en el comportamiento del hueso mandibular, obviamos la inserción de los haces musculares superiores del pterigoideo medial en el disco articular, y empleamos una pieza de silicona blanda como réplica meniscal, que impidió el contacto íntimo de dos superficies óseas entre sí y consiguió acercar el sistema a una situación más fisiológica.



*Figura 56.  
Refuerzo del arco  
zigomático para soportar  
las tracciones musculares.*

## A.2. LA CAPACIDAD DE REPRODUCIR FIELMENTE, EL FUNCIONAMIENTO DEL SISTEMA.

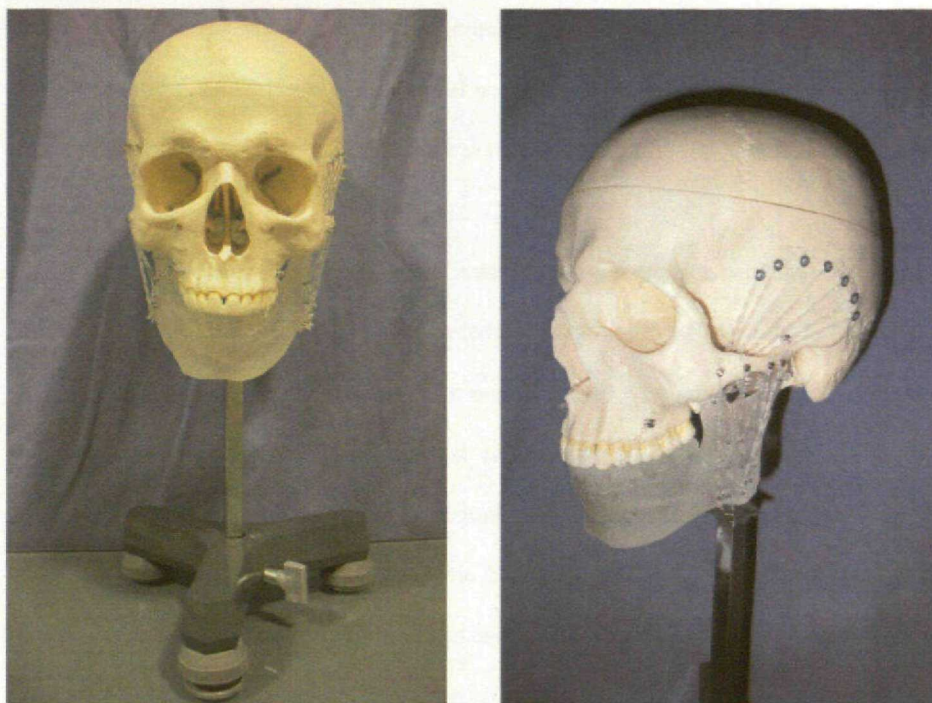
### A.2.1. Reproducción estática del sistema.

El modelo se insertó en un vástago rígido que reproducía fielmente las distintas posiciones anatómicas y mantenía la suficiente firmeza estructural para que los componentes craneales de oclusión y articulación se mantuviesen fijos. En este sentido, el empleo de niveles a la hora del fraguado de la escayola de relleno craneal, así como la incorporación de soportes giratorios en el trípode de soporte aseguraron la posición natural del cráneo.

En cuanto a la simulación de la oclusión dental, el empleo de réplicas de las coronas dentarias, y de férulas oclusales permitió establecer de forma precisa las diversas posiciones mandibulares en un mismo individuo teniendo en cuenta los puntos de contacto que tienen lugar en cada una de ellas "in vivo".

Finalmente en el modelo se han reproducido los esfuerzos realizados por los haces musculares observándose las tensiones que estos producen por medio de las líneas isocromáticas que aparecen en los distintos cortes (Fig. 57).





*Figura 57. Simulador con las cargas musculares aplicadas en situación de boca cerrada.*

## B. CON RESPECTO A LA FOTO-ELASTICIDAD-CONGELACIÓN DE TENSIONES.

Las mandíbulas sometidas a las diferentes posiciones de estudio, siguieron el proceso de congelación de tensiones.

Los resultados fueron los siguientes:

### B.1. POSICIÓN 1. CONTROL (FIGURAS 58 A 61).

Fue la posición control. En ella no se aplicó fuerza alguna. Se comprobó con dos réplicas mandibulares diferentes, de las que se obtuvieron cortes de las cuatro regiones de estudio –parasinfisaria, cuerpo anterior, posterior y ángulo-. Los diversos cortes mostraron una ausencia completa de líneas isocromáticas. Sin embargo, ofrecieron la siguiente información:

- La temperatura elegida era fácilmente soportada por el modelo de estudio.

En este sentido, tanto el cráneo como el soporte y la réplica mandibular en resina epoxi mantenían su integridad estructural tras el calentamiento y enfriamiento progresivos.

- La preparación de los cortes mandibulares mediante sección con sierra y pulido daba lugar a fragmentos transparentes que permitían el paso de la luz polarizada a su través sin que existiese ningún impedimento a su paso, de manera que no se generaron tensiones residuales durante el proceso.

- Además, estas tensiones residuales desaparecían también en la zona de atornillado de las inserciones musculares. Si se observa el corte de la figura 60, se puede apreciar como no aparecen líneas isocromáticas en la posición en la que se introdujo el gancho de acero que ofrecía inserción al músculo milohioideo. Del mismo modo, el almacenamiento de los cortes mandibulares a una temperatura de  $-20^{\circ}\text{C}$ , tras su procesado y previamente a su estudio para evitar tensiones debidas al calor sirvió totalmente a este propósito.

- Finalmente, todo el material necesario para llevar a cabo el estudio: filtros, polariscopios, cámara de fotos y programas informáticos, demostraron estar preparados para realizar su función.



*Figura 58.  
Posición 1.  
Región  
sinfisaria-parasinfisaria.*

*Figura 59.  
Posición 1.  
Región anterior  
del cuerpo mandibular.*





*Figura 60.  
Posición 1.  
Región posterior del cuerpo  
mandibular*

*Figura 61.  
Posición 1.  
Región del ángulo mandibular*

## B.2. POSICIÓN 2. BOCA ABIERTA.

Se trata de una posición de apertura mandibular, con acción predominante de los músculos depresores. En esta posición se emplearon dos réplicas mandibulares que fueron testigo de la consolidación de la congelación de tensiones, que se manifestaba por una serie de líneas de colores que recorrían la superficie mandibular al observarlas a través del polariscopio.

Como ya se expuso, los prototipos mandibulares fueron seccionados en cortes de 5 mm. Dado que todos los cortes presentaban un grosor uniforme y que la sensibilidad óptica del material es la misma, la única variable que aporta información para evaluar la diferencia de tensiones entre las distintas áreas del corte, es el "n" u orden de franja, que en este caso determina las zonas en las que se produce la concentración de tensiones.

En los cortes de las diferentes áreas de estudio los resultados arrojados fueron los siguientes:

### A. Región parasinfisaria (Fig. 62).

El predominio de la acción de los músculos depresores se manifestaba por la concentración de tensiones en la cortical interna y región basilar del corte mandibular.

Del mismo modo, existía una importante concentración de tensiones en la cortical externa, ofreciendo una imagen casi en espejo de lo que ocurría en la interna. Desde las áreas corticales hacia el espesor mandibular el gradiente de tensiones disminuía progresivamente hasta alcanzar valores casi nulos en la parte central de la medular mandibular.

Esta situación de tensiones se mantenía a lo largo de toda la región sinfisaria y para-sinfisaria, hasta el orificio de salida del nervio mentoniano, en la cortical externa, y su proyección en la cortical lingual.

En color rojo, se expresa el "n" de dos áreas de concentración de tensiones, corona y región alveolar, relacionadas con artefactos puntuales debidos a alteraciones locales del grosor del corte.

#### **B. Región anterior del cuerpo (Fig. 63).**

En esta zona todavía se manifestaba la acción de los músculos depresores, aunque las tensiones eran llamativamente menores. En el corte de la figura 63, adyacente al orificio mentoniano, se aprecia de nuevo el efecto de concentración de tensiones en la cortical externa y su proyección en la cortical interna.

También se apreciaba un área de concentración de tensiones en la región del hueso alveolar, si bien los valores de "n" nunca fueron muy elevados.

Llamaba la atención la ausencia de tensiones tanto en el espesor de la medular mandibular como en la basilar.

#### **C. Región posterior del cuerpo (Fig. 64).**

El espectro de líneas isocromáticas era cada vez menos llamativo. En esta zona todavía se manifestaba la acción de las inserciones de los músculos depresores con pequeñas concentraciones de tensiones en las áreas corticales externas e internas. Las tensiones eran muy bajas y demostraban el gradiente descendente desde la zona medial mandibular hacia áreas distales. De nuevo las tensiones en la basilar eran casi inexistentes.

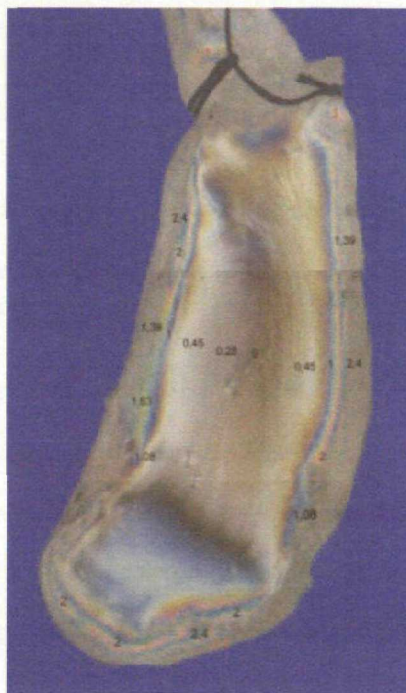


#### D. Región del ángulo (Fig. 65).

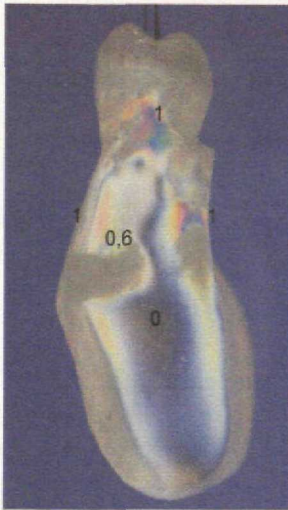
Las tensiones en las corticales mandibulares eran cada vez menores. Se apreciaba cierta concentración de tensiones en el tercio superior del corte, fundamentalmente en las regiones corticales, si bien la concentración de líneas isocromáticas era cada vez menor.

Se apreciaba una cierta concentración de tensiones en la corona dentaria (en rojo), que podía relacionarse con zonas de apoyo en la férula oclusal empleada para mantener la apertura oral.

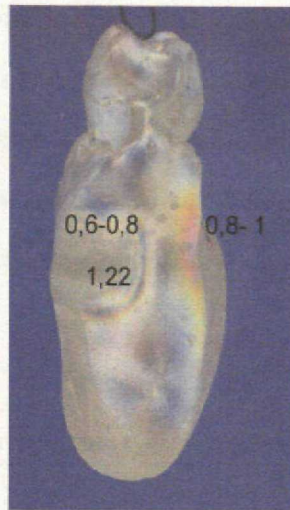
Para esta posición de estudio, una hipotética reconstrucción tridimensional del arco mandibular, que analice la secuencia de estados tensionales de mesial a lateral, mostraba un predominio de la acción de los músculos depresores infrahioideos, especialmente milohioideos y genihioides, responsables de una torsión del cuerpo mandibular hacia lingual, que se expresaba en la basilar de las zonas sinfisarias y parasinfisarias como un área de concentración de tensiones que se desplazaba cranealmente a medida que lo hace la línea milohioidea, donde se inserta el músculo del mismo nombre.



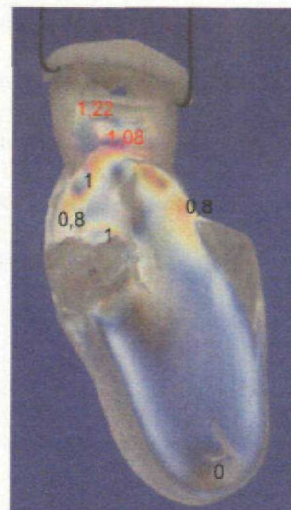
*Figura 62.  
Posición 2.  
Región sinfisaria  
y parasinfisaria.*



*Figura 63. Posición 2.  
Región anterior del cuerpo.*



*Figura 64. Posición 2.  
Región posterior del cuerpo.*



*Figura 65. Posición 2.  
Región del ángulo mandibular.*

### B.3. POSICIÓN 3. BOCA CERRADA.

Se trataba de un caso de cierre mandibular con fuerzas de  $1/3$  de la máxima de cierre en ejercicio isométrico. En este caso las fuerzas actuantes eran:

- Fuerzas musculares: El cierre de la boca tiene lugar gracias a la acción de los músculos elevadores.
- Fuerzas de reacción a las anteriores que tienen lugar fundamentalmente en las zonas de oclusión.

En esta posición, estudiamos dos mandíbulas. Los resultados de distribución de tensiones fueron los siguientes:

#### A. Región parasinfisaria (Fig. 66).

En esta zona, aparecían dos áreas de concentración de tensiones. La primera tenía lugar en las coronas dentarias y el hueso subyacente, mientras que la segunda se situaba en la región basilar mandibular y se dirigía hacia la cortical interna para alcanzar la máxima intensidad en la región de las apófisis geni, donde se insertaban los



músculos depresores mandibulares. En las áreas laterales de la región parasinfisaria, la concentración de tensiones aumentaba discretamente en la zona del cuello mandibular, a medida que disminuía en la cortical interna, aunque se mantenía constante en la región basilar. La medular mandibular continuaba desprovista de tensiones, aunque las franjas de color corticales tendían a desplazarse algo más hacia el espesor del corte.

#### **B. Región anterior del cuerpo mandibular (Fig. 67).**

Las zonas de mayor concentración de tensiones se localizaban en las áreas de contacto oclusal y en la región basilar. Partiendo de las cúspides dentarias, se extendían franjas isocromáticas que llegaban hasta el cuello mandibular, fundamentalmente en su zona externa. Desde aquí, y hacia caudal, estas isocromáticas disminuían en intensidad a lo largo de la cortical externa, pero existía una zona donde aparecían líneas isocromáticas con un orden de franja más elevado, correspondientes a las áreas adyacentes al orificio de salida del nervio mentoniano ( $n=1,39$ ). En las áreas caudales a esta zona, las tensiones disminuían hasta llegar al tercio inferior mandibular y fundamentalmente a la región basilar, donde las líneas isocromáticas eran más densas e invadían el espesor de la región medular en su tercio inferior. En las zonas de la cortical interna adyacentes a dicha región medular las tensiones eran algo menores a las basilares, pero mostraban un incremento en relación a las áreas mediales a ellas. En las zonas de cortical interna y medular inmediatamente craneales a éstas, las tensiones eran muy bajas y no se apreciaban líneas isocromáticas.

#### **C. Región posterior del cuerpo (Fig. 68 y 69).**

En las áreas de transición entre las regiones anterior y posterior del cuerpo, el espectro de tensiones, y por tanto el de líneas isocromáticas, se complicaba en gran medida. Una vez más, las áreas oclusales y basilares expresaban las mayores tensiones, pero casi todo el espesor de los cortes, así como las corticales mostraban franjas isocro-

máticas que traducían la presencia de tensiones en dichas áreas. Desde craneal a caudal, las tensiones más elevadas se localizaron en los puntos de oclusión dentaria donde se ejercen las fuerzas de compresión por el contacto con las piezas superiores. Estas tensiones disminuían ligeramente, pero estaban presentes, en todo el espesor de la corona dentaria, y eran mayores en los cortes más laterales (Fig. 69). Caudal a la corona, el hueso alveolar presentaba una situación similar, con tensiones bajas en la medular, que aumentaban ligeramente hacia la cortical externa, mientras que la cortical interna se encontraba desprovista de tensiones. En la parte media del corte, aparecía una zona de mayor concentración de tensiones, que ocupaba tanto la medular como ambas corticales, en los puntos de inserción del músculo milohioideo (en la interna) y en las áreas adyacentes a la salida del nervio mentoniano (en la externa), en las zonas más mediales. En los cortes más laterales este último refuerzo de tensiones se desplazaba cranealmente en relación con inserciones musculares. Caudal a esta zona, en la unión entre el tercio medio e inferior mandibular, se encontraba una zona casi sin tensiones, que aumentaban de intensidad hacia la basilar mandibular hasta alcanzar los valores de "n" (orden de franja) más altos en el borde inferior de la mandíbula. En los cortes más laterales la densidad de estas bandas isocromáticas basilares era mayor.

#### **D. Región del ángulo (Fig. 70).**

La distribución de tensiones en esta zona es resultado de la actuación de fuerzas musculares y de oclusión muy elevadas. La suma de estas fuerzas era responsable de una gran densidad de líneas isocromáticas que se extendían a lo largo de todo el espesor mandibular desde la región alveolar hasta la basilar, con valores máximos en la zona central de la medular mandibular, donde convergen los vectores de elevación mandibular y compresión oclusal. Desde esta zona hacia las corticales las tensiones fueron menores, si bien existía un refuerzo en la cortical externa relacionado con la inserción del masetero.

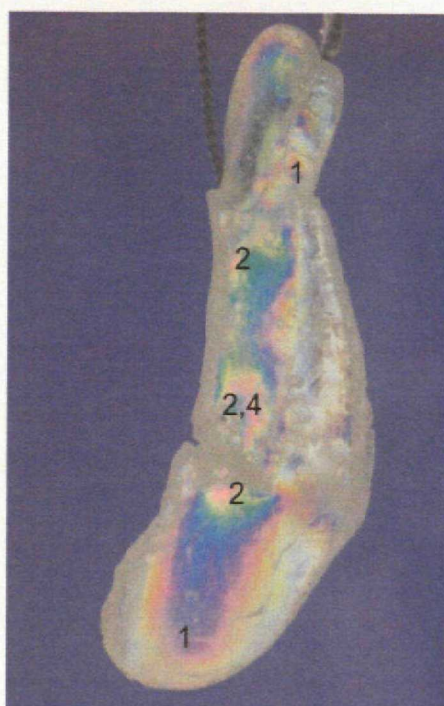


Figura 66. Posición 3.  
Región sinfisaria y parasinfisaria.

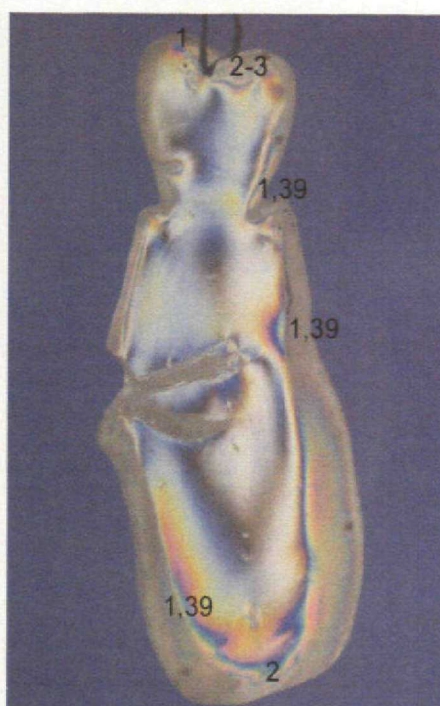


Figura 67. Posición 3.  
Espectro de líneas isocromáticas y órdenes de franja  
en un corte de la región anterior del cuerpo.

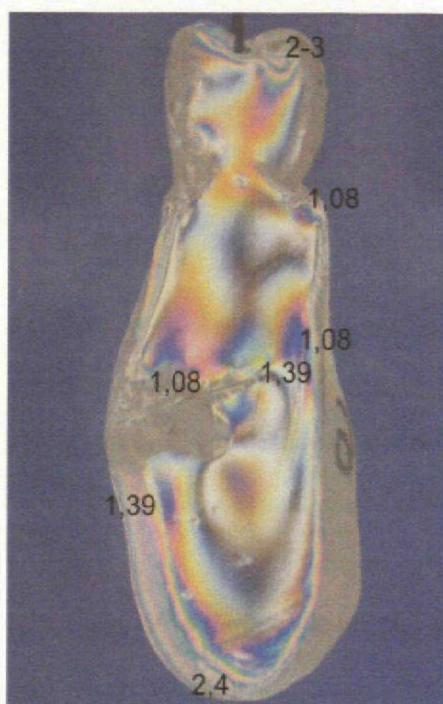


Figura 68. Posición 3.  
Límite entre regiones anterior y posterior del cuerpo.  
Espectro de isocromáticas y órdenes de franja.

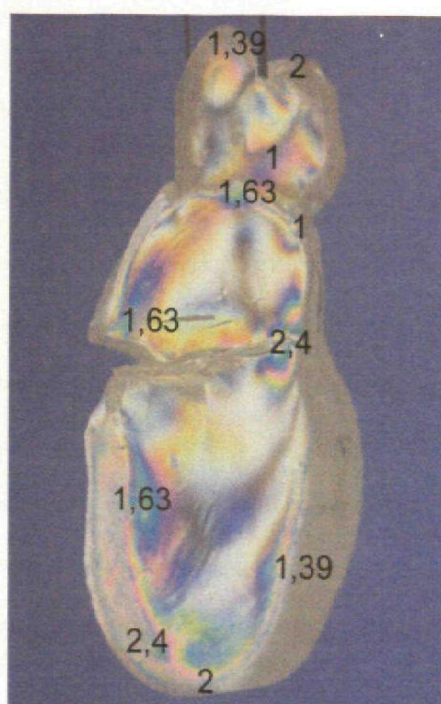
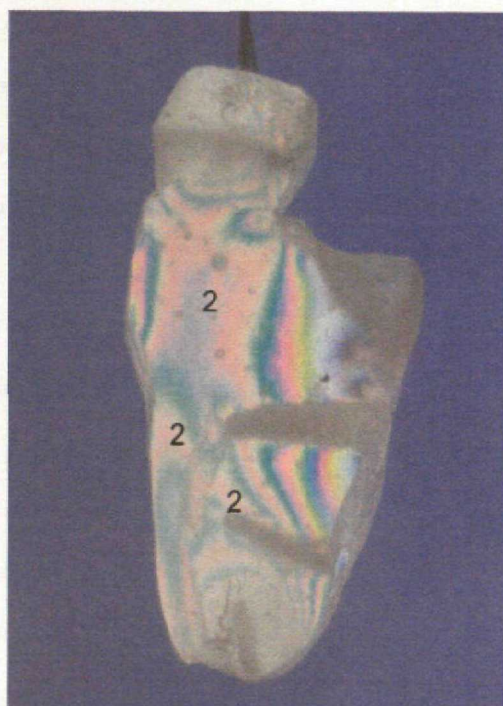


Figura 69. Posición 3.  
Región posterior del cuerpo.  
Isochromáticas y órdenes de franja.





*Figura 70. Posición 3.  
Región del ángulo. Isocromáticas y órdenes de franja.*

#### B.4. POSICIÓN 4. BLOQUEO INTERMAXILAR.

Se trata de un caso de inmovilización mandibular mediante bloqueo intermaxilar elástico tras ferulización de las arcadas dentarias. Se eligió este procedimiento ya que, en teoría, es el menos agresivo y el que se ha empleado con mayor frecuencia en traumatología mandibular. La distribución de las tensiones en la mandíbula responde a la acción de varios tipos de fuerzas:

- **Fuerzas musculares:** La inmovilización tiene lugar con la mandíbula cerrada y en oclusión. En esta situación predomina la acción de los músculos elevadores, aunque el cierre es mantenido fundamentalmente por el bloqueo y no por la acción muscular.
- **Fuerzas aplicadas sobre los dientes:** La férula de bloqueo se asegura a los dientes mediante alambrado al cuello dental que genera tensiones en la zona.



- Fuerzas debidas al bloqueo: Aplicamos un bloqueo elástico estándar, que desarrolló una fuerza de 30 N.

En esta posición, se estudiaron dos mandíbulas. Los resultados de la distribución de tensiones fueron similares en ambas y se resumen de la siguiente manera.

#### A. Región parasinfisaria (Fig. 71, 72 y 73).

En la zona de la sínfisis (corte 1. Fig. 71, 72) la distribución de tensiones demostraba la pequeña acción de los músculos depresores que se insertaban en la región de las apófisis geni. Así, las mayores tensiones aparecían en la cortical interna y basilar, en forma de estrechas bandas de isocromáticas puramente corticales, que disminuían rápidamente hacia la medular. En la zona de la cortical externa las tensiones eran muy moderadas y se limitaban a pequeñas áreas corticales. En algunos casos, encontramos tensiones en la corona dentaria, relacionadas con puntos de contacto con los molares superiores. Estas zonas mediales de la mandíbula correspondientes a incisivos centrales y laterales, quedan habitualmente fuera de la zona de bloqueo, es decir, no se alambran ni se unen a la arcada superior con elásticos, para evitar la compresión en la región cervical y alveolar.

Al desplazarse en sentido distal por la mandíbula, la situación cambiaba radicalmente. Así, en la región de los caninos existía una importante concentración de tensiones en la región lingual del cuello de la corona y del hueso alveolar (corte 3. Fig. 73), que representan respectivamente las áreas de oclusión con el canino superior, y las áreas de alambrado y compresión de los elásticos, que determina una sobrecarga funcional en estas áreas. La distribución de tensiones en el resto del corte mandibular era similar a lo que ocurría en las regiones sinfisarias, si bien la anchura de las isocromáticas era algo mayor hasta ocupar parte de la medular mandibular.

### **B. Región anterior del cuerpo (Fig. 74, 75, 76 y 77).**

Corresponde a las regiones premolares posteriores y molares anteriores. Aquí el espectro de isocromáticas, y por tanto de tensiones, era más complicado, de manera que al compararlo con los cortes mediales adyacentes se observaba una mayor concentración de líneas isocromáticas a lo largo de todo el espesor mandibular. Al desplazarse en los cortes de craneal a caudal, se observaba una gran sobrecarga funcional en los puntos de oclusión de las coronas dentarias que se dirigía a las regiones cervical y alveolar (corte 5. Fig. 74). Además la transmisión de las fuerzas era tal que las bandas de tensión ocupaban gran parte de la medular mandibular con zonas de refuerzo en las corticales y en la basilar que, en estos cortes, presentaban áreas de tensión máxima. También aparecían tensiones en las regiones de inserción de los músculos milohioideos, que se sumaban a la reacción del hueso cortical, a las fuerzas ejercidas por el bloqueo y los músculos elevadores.

### **C. Región posterior del cuerpo (Fig. 78, 79, 80, 81 y 82).**

Correspondía a las zonas molares, áreas de máxima fuerza masticatoria. El efecto de la oclusión dental, sumado al bloqueo intermaxilar se manifestaba en una intensa concentración de tensiones en los puntos de contacto con los molares superiores y en el hueso alveolar. En esta zona las isocromáticas no se limitaban exclusivamente a las corticales, sino que ocupaban toda la región medular de la mandíbula. Esta concentración de isocromáticas determinaba una importante sobrecarga funcional en dichas áreas. Sin embargo, al ser aquí la mandíbula más robusta, en sentido caudal la concentración de tensiones en el tercio medio de la medular del corte era algo menor que en los mediales adyacentes. No obstante, las isocromáticas, especialmente las de las regiones corticales basales, ocupaban un mayor espesor mandibular. Isocromáticas más anchas determinaban áreas de tensión similar en zonas corticales y medulares. En la zona más distal (corte 9, Fig. 82), las fuerzas oclusales y las de reacción a las musculares fueron máximas. Una vez

más se producía una gran concentración de líneas isocromáticas en los puntos de contacto oclusal, que ocupaban todo el espesor mandibular en la región alveolar. Esta concentración de tensiones se mantenía constante en sentido caudal, aumentando en los lugares de inserción muscular, pero disminuyendo mucho en la medular del 1/3 caudal mandibular, por debajo de la línea milohioidea, hasta alcanzar la región basilar, donde aparecía de nuevo una importante concentración de líneas isocromáticas.

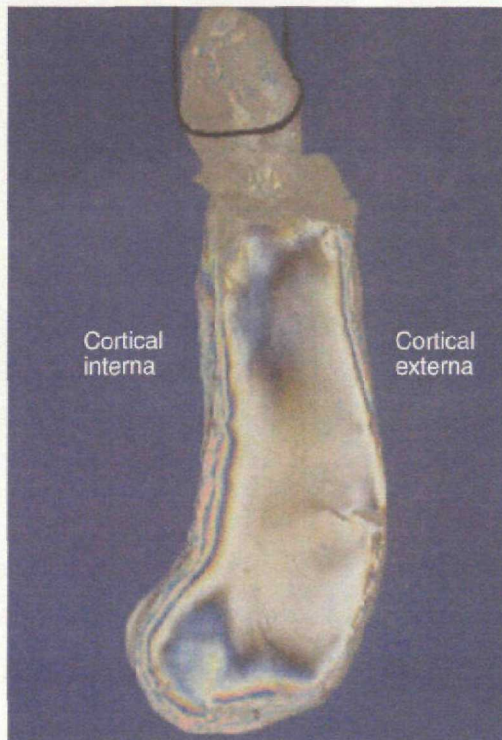
#### **D. Región del ángulo mandibular (Fig. 83).**

En estas áreas, así como en la rama mandibular, se produjeron ciertas fracturas del material durante el proceso de congelación de tensiones debido a la gran intensidad de las cargas soportadas. Dichas fracturas, no afectaron el estudio de la situación tensional en la arcada mandibular, ya que se producían tras una hora de calentamiento y en repetidas observaciones se pudo comprobar cómo ya había tenido lugar el proceso de congelación de tensiones. En general, la suma de todas las fuerzas actuantes era responsable de una gran densidad de isocromáticas y por tanto de tensiones, que ocupan todo el espesor mandibular desde la región alveolar hasta la basilar, donde la intensidad era mayor. Sin embargo, en la región oclusal, las tensiones fueron menores. En estas zonas, el contacto oclusal en los terceros molares pierde eficiencia con respecto a los molares anteriores.

Si se reconstruye la hemiarcada mandibular hasta aquí descrita, para realizar un análisis tridimensional se pudieron describir las siguientes trayectorias de medial a lateral y de craneal a caudal:

- En primer lugar aparecía una banda de tensiones que se iniciaba en la cara oclusal del canino, y con intensidad creciente se dirigía hacia los molares, donde alcanzaba sus valores máximos para decrecer hacia la zona del tercer molar.
- Esta banda se acompañaba de otra similar ligeramente caudal, que se extendía desde la región lingual del área cervical del canino, con intensidad creciente hacia las regiones molares donde se estabilizaba.

- Caudal a ambas, el hueso alveolar presentaba una banda de concentración de tensiones, que en los cortes más mediales quedaba limitada a las corticales, si bien a partir de la región anterior del cuerpo mandibular se extendía a la medular.
- En lo referente al tercio medio mandibular, las bandas de tensión quedaban limitadas a las corticales, con una zona neutra de cargas en la medular. No obstante, se apreciaron zonas de concentración de tensiones en los puntos de inserción muscular. Estas últimas eran realmente debidas al efecto de tracción muscular y no a artefactos causados por la inserción de los tornillos ya que éstos desaparecieron en el proceso de congelación de tensiones.
- Finalmente, una última trayectoria de gran intensidad de tensiones recorría el borde inferior mandibular o basilar, dando lugar a líneas isocromáticas que alcanzaban sus valores máximos en la zona cortical y aumentaban en anchura a medida que se aproximaban al ángulo mandibular y a las inserciones de los músculos elevadores.



*Figura 71.  
Posición 4. Corte 1.*



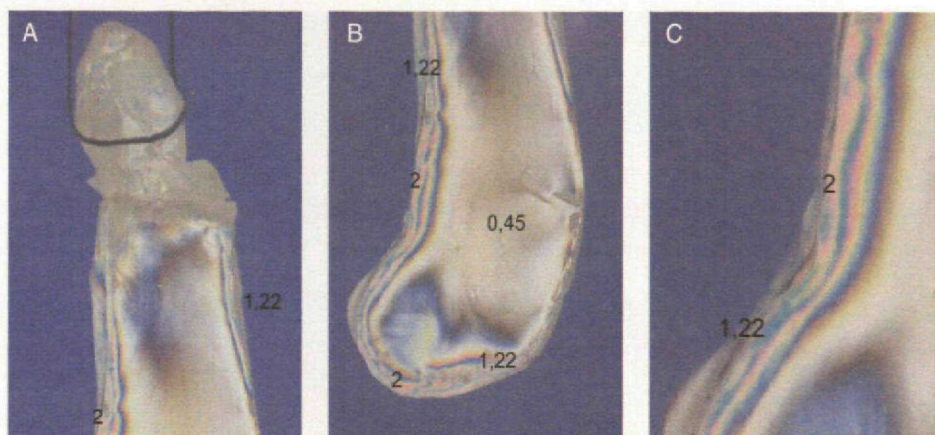


Figura 72. Posición 4. Órdenes de franja de las regiones craneal (A), media (B) y caudal (C) del corte 1.

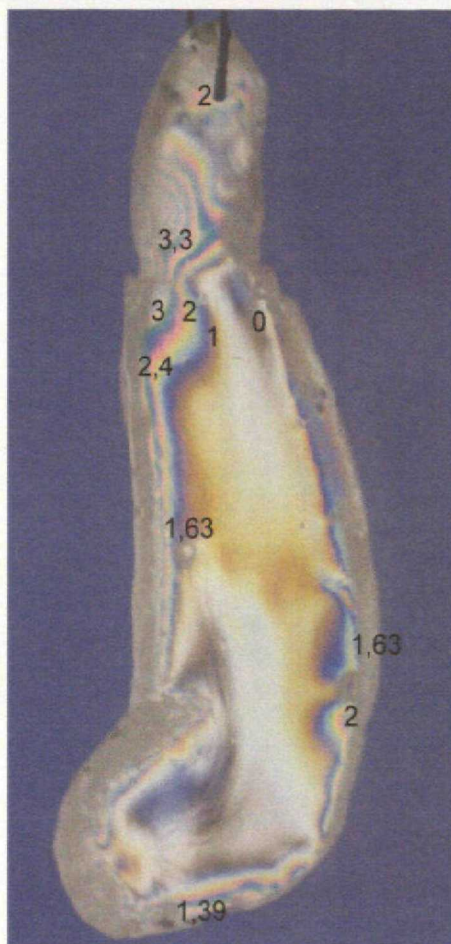


Figura 73. Posición 4. Órdenes de franja de las isocromáticas del corte n° 5.

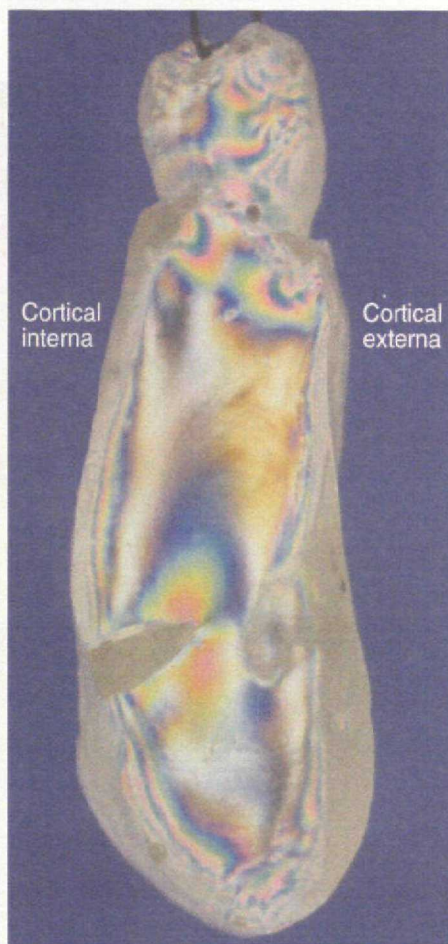


Figura 74. Posición 4. Corte n° 5.

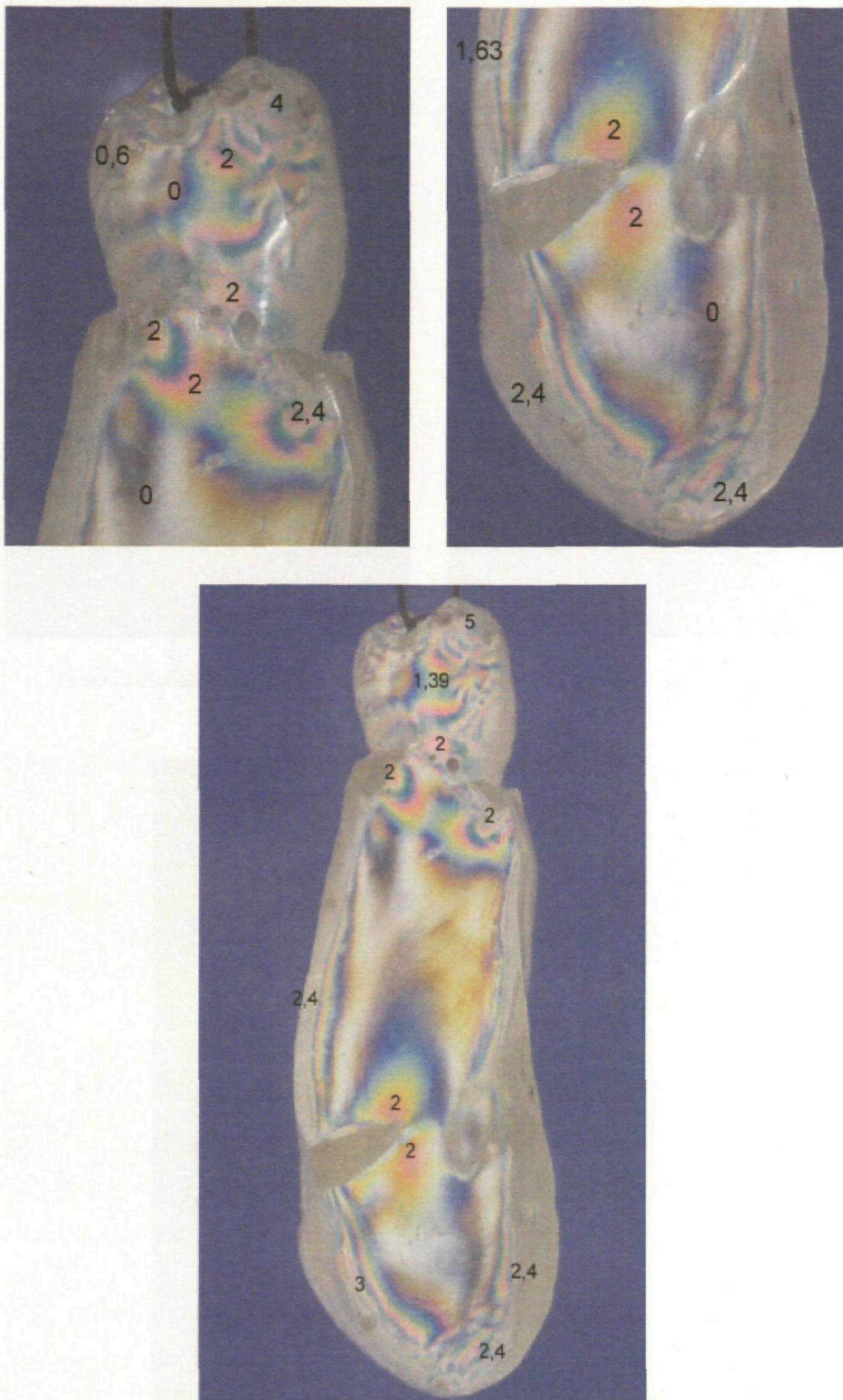


Figura 75, 76 y 77. Posición 4. Órdenes de franja de isocromáticas del corte n° 5.



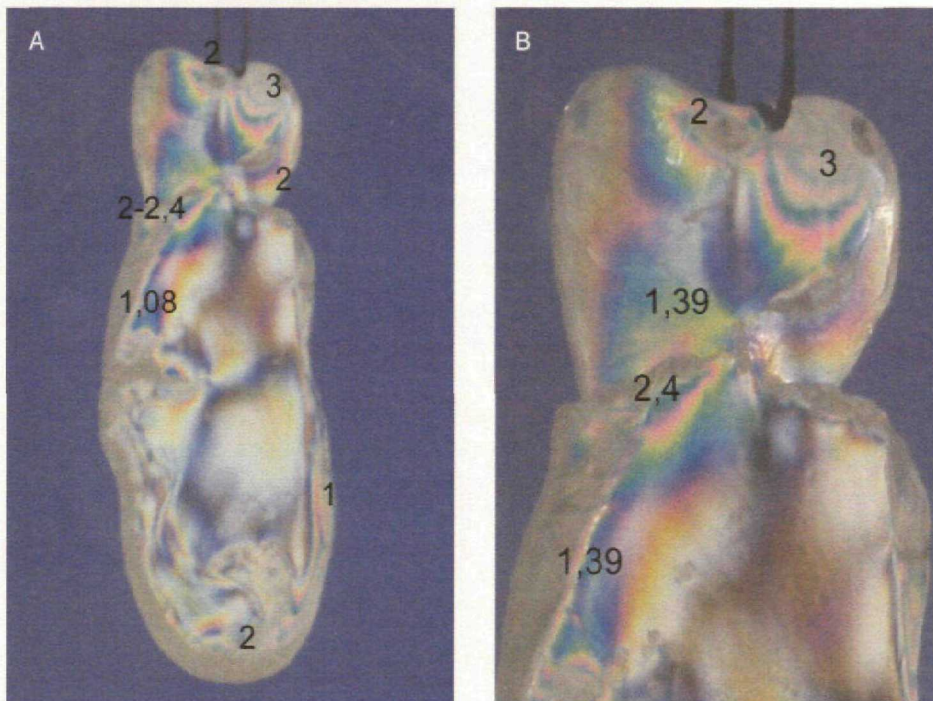


Figura 78. Posición 4. Órdenes de franja de la isocromáticas del corte n°6. Región anterior del cuerpo.

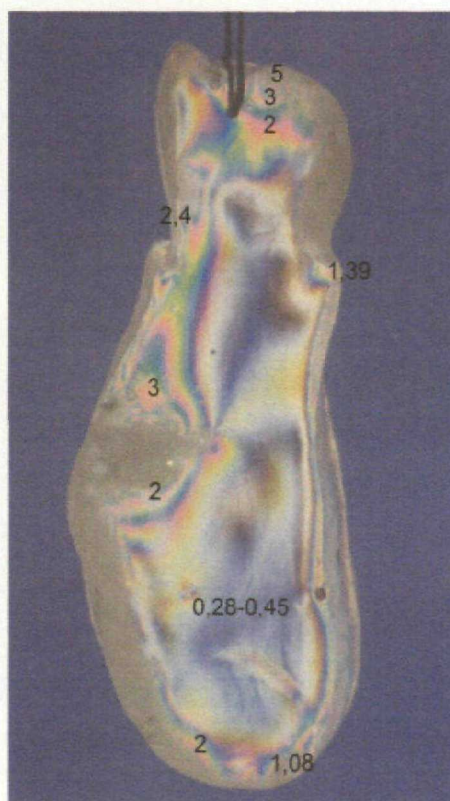


Figura 79.  
Posición 4.  
Órdenes de franja  
e isocromáticas  
del corte n° 7.  
Cuerpo posterior.

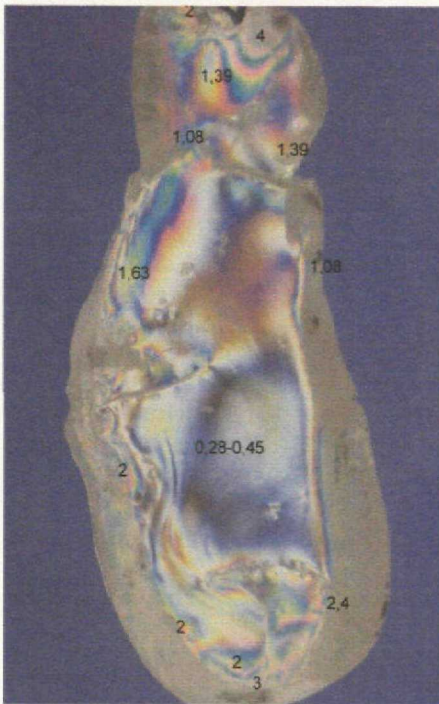


Figura 80. Posición 4. Órdenes de franja e isocromáticas del corte n° 7. Cuerpo posterior.

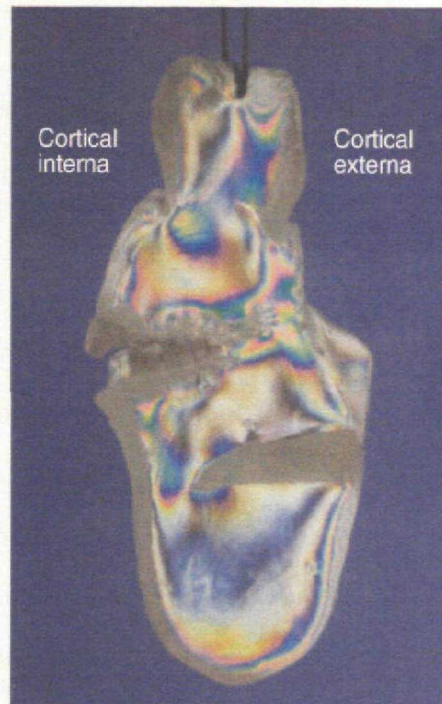


Figura 81. Posición 4. Corte n° 9. Región posterior del cuerpo.

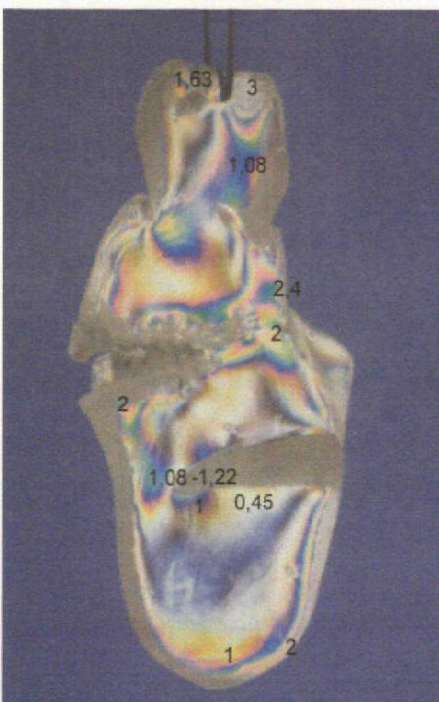


Figura 82. Posición 4. Órdenes de franja e isocromáticas del corte n° 9. Ángulo.

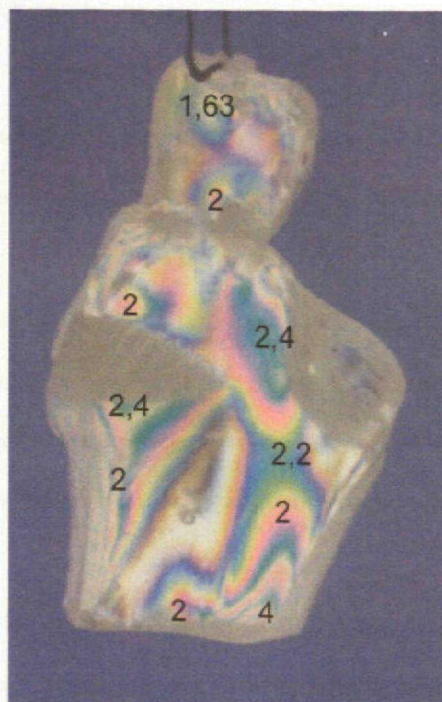


Figura 83. Posición 4. Órdenes de franja e isocromáticas del corte n° 10. Ángulo.



## B.5. POSICIÓN 5. OSTEOSÍNTESIS.

En esta posición se realizaron diversos ensayos en los que se introdujo material de osteosíntesis. Se emplearon dos mandíbulas que se sometieron a las siguientes situaciones:

### B.5.1. Comparación de sistemas convencionales (de 2 mm) con sistema de tornillo roscado a placa (tipo "locking" o bloqueado de 2,4 mm), para la fijación de fracturas del cuerpo mandibular.

En los casos en los que el tornillo impactaba la placa directamente contra la mandíbula, se observó una importante concentración de tensiones relacionadas con fuerzas de compresión en la cortical externa, en la zona de aposición de la placa al hueso. Estas tensiones se mantenían con elevada intensidad a lo largo de toda la longitud del tornillo, extendiéndose hacia la basilar y el hueso alveolar y causaban una importante reacción en la cortical opuesta (Fig. 84, 85 y 86).

Por el contrario, aquellos casos en los que se empleó un sistema roscado a la placa, las fuerzas de compresión sobre el hueso mandibular fueron mucho menores. En la figuras 87, 88 y 89 se puede apreciar cómo la concentración de tensiones era menor que en el caso anterior, y además quedaban limitadas al segmento del tornillo cercano a la cabeza sin extenderse a su zona más distal. Del mismo modo, en ningún momento se produjo efecto de compresión sobre la cortical en contacto con la placa, ni mucho menos reacción tensional en la cortical contralateral.

Si se presta atención al espectro de tensiones a lo largo de todo el corte mandibular (Fig. 88 y 89), tanto sus intensidades máximas como sus densidades eran menores que en el caso anterior.

### B.5.2. Comparación de sistemas de diferente diámetro de tornillo.

Se evaluaron sistemas de 1 y 2 mm para la fijación de fracturas de cuerpo mandibular.

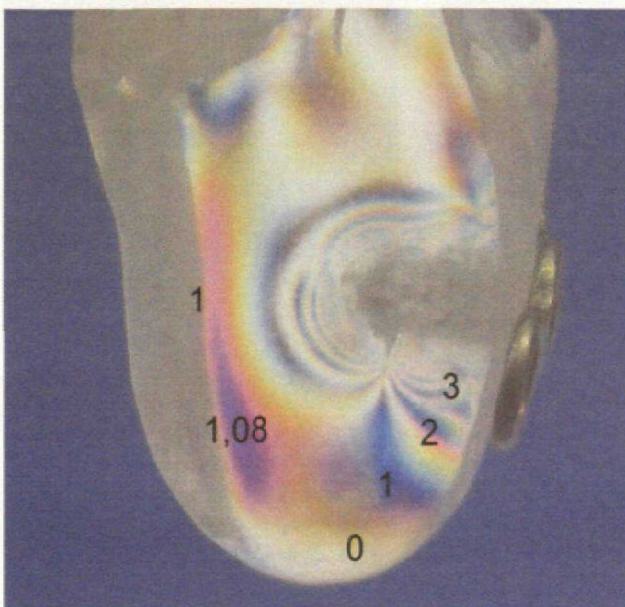
Se realizaron fracturas que se fijaron empleando dos miniplacas, una de 2 mm y otra de 1 mm caudal a la primera. Ambas placas empleaban el sistema convencional (Fig. 90, 91). Se observó cómo alrededor del tornillo de 2 mm, se establecía una gran concentración de tensiones que abarcaba toda la longitud del tornillo extendiéndose hacia áreas caudales, craneales y corticales. La concentración de fuerzas de compresión en la cortical externa, debidas a la acción de placa y tornillo, encontraba una reacción en la interna similar a la apreciada para el sistema convencional en la posición B.5.1. La concentración de tensiones alrededor del tornillo de menor diámetro, resultó a su vez menor. Las extensiones caudal y craneal de las fuerzas de compresión mostraron un espectro de franjas más limitado, con una acción y reacción corticales menores. En la figura 92 se ha retirado el tornillo para demostrar que se trata de tensiones congeladas y no del efecto local momentáneo del tornillo. Las tensiones persisten y son iguales con y sin tornillo.

### B.5.3. Finalmente se planteó un ensayo para evaluar la situación tensional en el caso de emplear dos mini-placas de 2 mm en posiciones craneal y caudal (Fig. 93 y 94).

En esta situación, existía una elevada concentración de tensiones a lo largo de toda la longitud de los implantes, independientemente de su longitud, así como en la cortical externa. Las franjas isocromáticas que rodeaban ambos tornillos se sumaban, dando lugar a un área de gran concentración de tensiones entre ambos tornillos.



*Figura 84.  
Posición 5.  
Convencional 2 mm.  
Nótese la importante  
concentración de tensiones,  
relacionadas con fuerzas de  
compresión, alrededor del  
tornillo y en ambas corticales.*



*Figura 85.  
Posición 5.  
Detalle de la concentración de  
tensiones alrededor del tornillo  
en el caso de la figura anterior.*



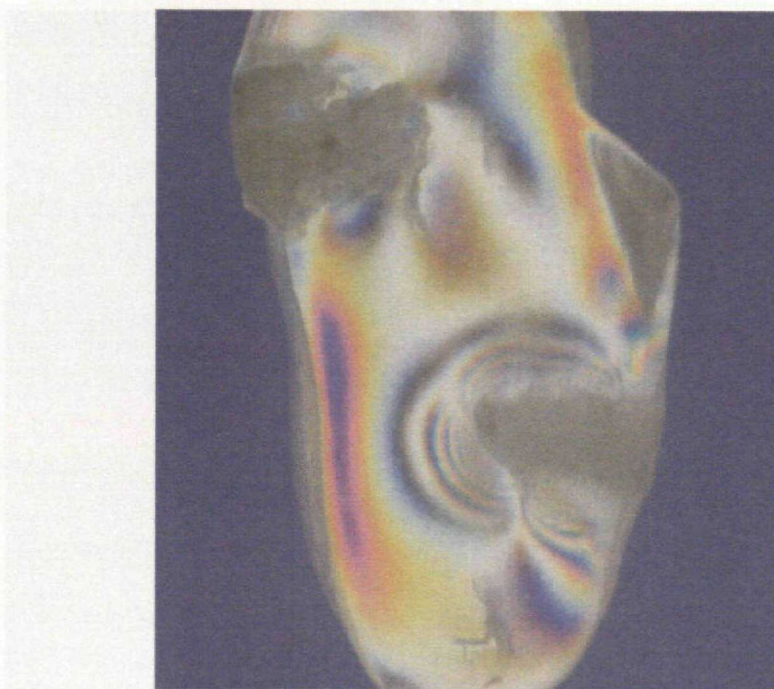


Figura 86. Posición 5. Detalle del corte de la figura 85. Nótese la persistencia de tensiones al retirar el tornillo.



Figura 87. Posición 5. Sistema "uni-lock". Nótese la escasa concentración de tensiones, y su localización en la zona que rodea al tornillo.

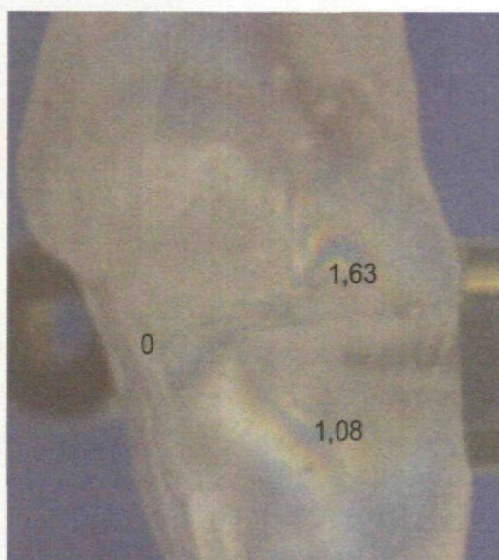
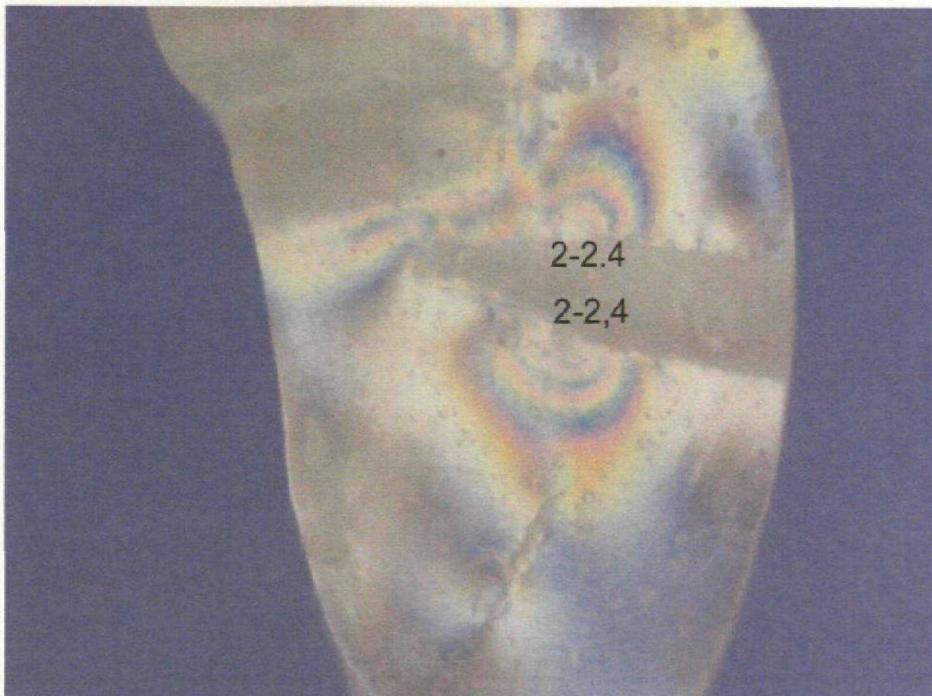


Figura 88. Posición 5. Detalle y órdenes de franja de la imagen de la figura anterior.





*Figura 89. Posición 5. Congelación de tensiones tras la inserción y retirada de placa "unlock" atornillada con tornillos de 2,4 mm. Nótese cómo las tensiones se acumulan alrededor del tercio medio y distal del tornillo sin que exista reacción en las corticales.*



*Figura 90. Posición 5. Comparación 2 mm con 1 mm. Nótese la distribución de tensiones alrededor de ambos tornillos y las reacciones corticales.*

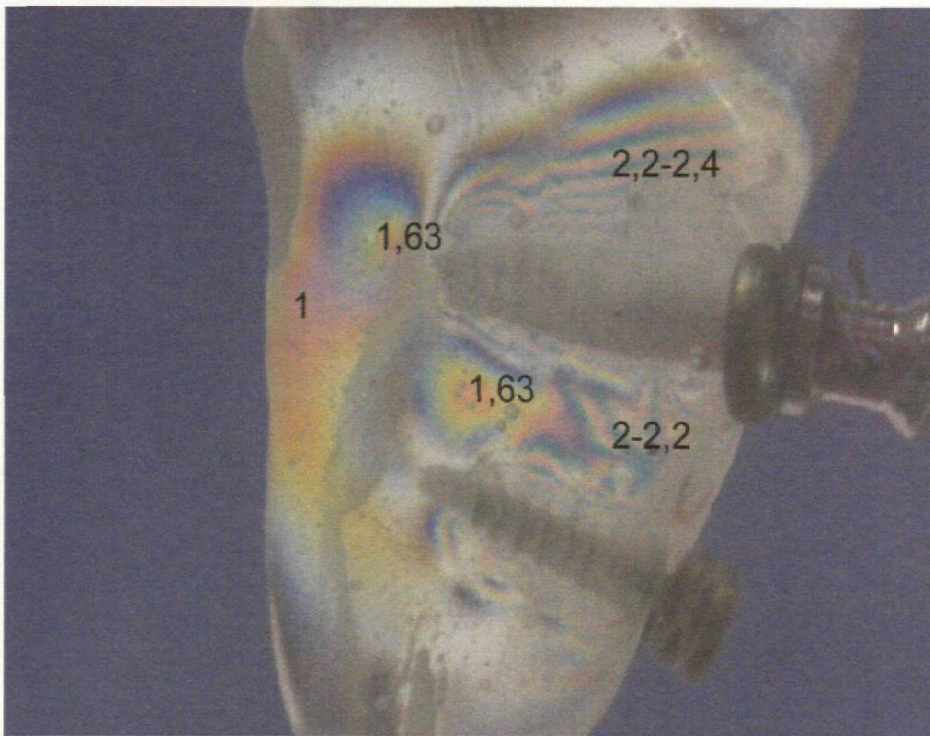


Figura 91. Posición 5.  
Detalle y órdenes de franja de las tensiones que se producen alrededor del material de osteosíntesis.

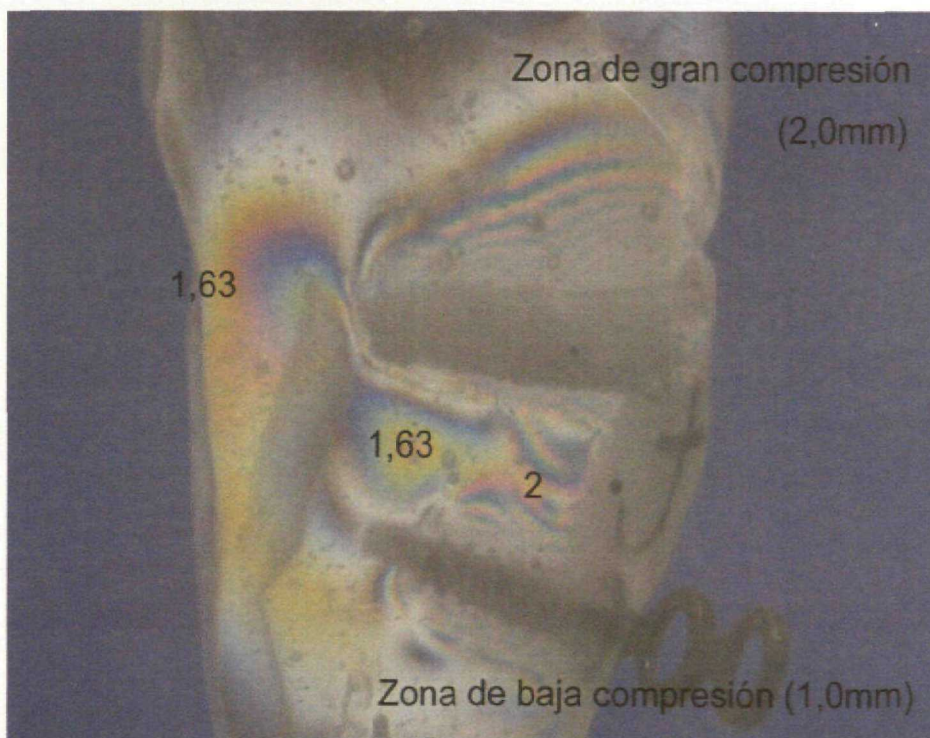
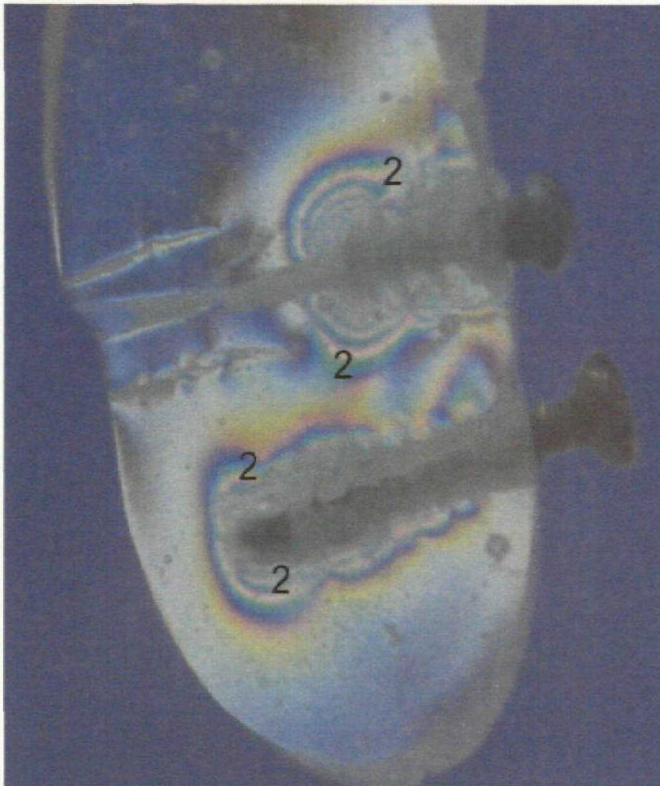


Figura 92. Posición 5. Detalle del corte de la figura 91. Nótese la persistencia de tensiones al retirar el tornillo.





*Figura 95 y 94.  
Posición 5.  
Espectro de tensiones  
alrededor de dos tornillos  
de 2 mm de diferente  
longitud que comprimen  
placas contra el hueso  
mandibular. Nótese la gran  
concentración de tensiones  
alrededor de toda la longitud  
de los tornillos así como  
en la cortical externa del  
hueso mandibular, y en el  
espacio entre los tornillos.*

# Discusión



## A. CON RESPECTO AL DISEÑO Y FABRICACIÓN DE UN MODELO BIOMECÁNICO.

La biomecánica es la ciencia que se ocupa del estudio de las fuerzas que rigen la motilidad de los seres vivos, así como sus efectos externos, derivados de los movimientos que determinan; e internos, relacionados con la deformación del segmento sometido a movimiento (151).

Para llegar a profundizar en esta disciplina existen dos vías fundamentales: la numérica y la experimental.

En el estudio de la motricidad mandibular, la mayor parte de los autores han recurrido a la vía numérica. Desde ella se han realizado diversos acercamientos, que, en un primer momento, se basaron en la resolución de ecuaciones de equilibrio desde el punto de vista estadístico (90, 147) y en cálculos referidos al área de sección (cross-section) del músculo y la actividad eléctrica muscular (149) y, posteriormente, en el empleo de simulaciones informáticas con métodos de programación lineal (49) y elementos finitos (132, 152, 153). Estos estudios son relativamente fáciles de realizar pero presentan ciertas limitaciones:

- A pesar de la aparente precisión de las aproximaciones matemáticas, algunos autores han apuntado importantes diferencias entre los resultados obtenidos mediante modelos matemáticos y los obtenidos en el ser vivo. En este aspecto puede influir la dificultad de simular la acción de los diversos grupos musculares y de los movimientos condíleos (154, 155).
- Además es complicado evaluar por separado las diferentes áreas del hueso (154,155), como en los casos aquí propuestos de inmovilización intermaxilar, en los que interesa conocer de manera independiente los efectos sobre el hueso alveolar y basal.

Con todo esto, la variedad de datos arrojados es pobre y no cubre todos los movimientos masticatorios de manera que el comportamiento mecánico de la mandíbula y la ATM queda muy lejos de estar esclarecido (156).

De aquí surge la necesidad de experimentar, con el firme convencimiento de que es la única manera de estudiar sistemas con una geometría y distribución de cargas compleja en los que los modelos matemáticos son complicados de aplicar y pueden arrojar datos imprecisos (46).

La situación ideal sería realizar el estudio experimental "in vivo", pero esto plantea dos problemas:

- Por un lado, es extremadamente difícil encontrar un animal de experimentación que presente un sistema músculo-esquelético masticatorio similar al humano. En este sentido, se han empleado diversos animales para estudiar las características del material óseo, su reacción ante agresiones externas o ante la implantación de un determinado material (157), pero nunca para estudiar el sistema en funcionamiento.
- Por otro lado, aunque se encontrase el modelo animal, la aplicación y sobre todo el mantenimiento a medio y largo plazo de transductores de información es un problema al que aún no se ha encontrado solución (158).

Estos dos factores condicionaron la búsqueda de modelos o simuladores biomecánicos que replicasen con la mayor exactitud posible la situación que tiene lugar en el ser vivo. En los últimos años se han propuesto diferentes modelos para explicar el comportamiento del sistema músculo-esquelético, pero la mayoría fracasaban en conseguir una exacta réplica anatómica y funcional del sistema. (46, 70-72, 129, 153, 159, 160).

Intentando suplir estas dificultades, se decidió elaborar un modelo que reprodujese fielmente el sistema de estudio, teniendo en cuenta dos premisas fundamentales:

- Encontrar un material de sustitución ósea adecuado para cumplir los objetivos que se persiguen.
- Realizar una réplica anatómica y funcional de los componentes no óseos del sistema.

Esto suponía reproducir fielmente las fuerzas de tracción de todos los grupos de músculos que actúan en el sistema y recrear las tres regiones de articulación (ambas articulaciones témporomandibulares y la arcada dentaria). Además el modelo debe ser capaz de adaptarse a las variaciones anatómicas de las estructuras a simular en las diferentes posiciones mandibulares durante la masticación y reproducir la intensidad y dirección resultante de las fuerzas aplicadas al sistema.

Con respecto a la primera premisa, en el caso concreto del sistema músculo-esquelético masticatorio, las opciones que se plantean son: utilizar hueso de cadáver, preferiblemente fresco o buscar sustitutos de hueso humano.

El hueso de cadáver parece el material ideal, sin embargo ha demostrado una gran variabilidad individual en lo referente a la geometría y propiedades físicas entre individuos influyendo mucho el efecto de la edad, genética, factores hormonales, ambientales y nutricionales (161). Además, la irradiación y esterilización del tejido para eliminar cualquier bacteria o virus puede conllevar la degradación del material (162, 163.). También se deben observar las consideraciones éticas, económicas y de salud asociadas con el uso de hueso de cadáver (71).

Frente al hueso humano de cadáver los sustitutos de hueso son homogéneos, no poseen estructura trabecular (71) y no son adecuados para el estudio del comportamiento biológico del hueso ante una determinada agresión. Sin embargo cuando lo que se quiere estudiar es el comportamiento anatómico y funcional del hueso como estructura sometida a diversas cargas, la situación es diferente. Ya en 1934, Benninghoff (38) estableció que para estos fines, el hueso se comporta como un material homogéneo. A esta misma conclusión han llegado otros autores, que en

observaciones sucesivas han puesto de manifiesto como, desde este punto de vista, es más importante conseguir una morfología similar que una similitud de composición (6, 71, 161).

Por supuesto, cualquier material de estudio debe mantener un comportamiento mecánico similar al del hueso humano incluso cuando se estudian los cambios que sufre tras la inserción de ciertos materiales aloplásticos durante el procedimiento experimental (162, 163).

Los sustitutos de hueso más empleados han sido los huesos de animales y las réplicas mandibulares de poliuretano. Estos últimos imitan al hueso humano al ofrecer un material interior poroso rodeado por una capa más densa. Se han comercializado con los nombres de Synbone® y Sawbone® y han demostrado ser más uniformes y consistentes que el hueso humano, con datos biomecánicos muy similares al presentar una capa externa densa que representa el hueso cortical y una capa porosa interna que sirve como réplica del hueso trabecular (71, 164).

Estos materiales son útiles para estudios de superficie, pero cuando se pretenden realizar estudios tridimensionales se precisan materiales transparentes que permitan estudiar el espesor completo de la pieza. En el presente estudio se utilizó poliuretano para la réplica del maxilar y cráneo, resinas epoxy para las mandíbulas objeto de estudio, y resina acrílica para el hueso hioides. La resina epoxy es el único material que permite realizar estudios fotoelásticos para analizar el estado tensional tanto en la superficie como en el interior de las estructuras (158, 165).

A finales del siglo XIX los modelos fotoelásticos se realizaban en cristal o gelatina, y se aplicaba a estudios en los que la tensión venía determinada por la colocación de pesos de diferente gramaje (115).

Actualmente existe una variedad de polímeros disponibles con diferentes propiedades y sensibilidades ópticas que oscilan entre la nula sensibilidad del polimetilmetacrilato hasta la más alta como la de las resinas epoxy o los policarbonatos (115).



La elasticidad de un polímero viene determinada por su módulo de Young, es decir, por la relación entre la tensión y deformación del material. Determina la resistencia del material a la deformación y la capacidad de recuperarse. Los polímeros con elevado módulo de Young son más elásticos y en general son transparentes y fáciles de manufacturar, exhiben una relación tensión-deformación lineal. En este grupo se incluyen las resinas epoxy y los poliésteres, que se emplean para estudios en dos y tres dimensiones (115).

Los poliuretanos tienen un bajo módulo de elasticidad y una alta sensibilidad óptica para las tensiones. No se deterioran con el paso del tiempo y su fabricación es sencilla. Sin embargo no son útiles para estudios de congelación de tensiones, ya que se precisan altas temperaturas mantenidas durante mucho tiempo. Además su escasa transparencia impide que se empleen para estudios tridimensionales (115).

Otros polímeros, como los policarbonatos son termoplásticos con alta sensibilidad óptica, mejor incluso que la de las resinas epoxy, a lo que se asocian unas adecuadas propiedades mecánicas similares a las de los metales, pero presentan como inconvenientes la difícil fabricación y la presencia de birrefringencia residual (115).

El acrílico tiene baja sensibilidad óptica, por lo que es adecuado para el estudio de isoclinas ante la presencia de grandes tensiones ya que se minimiza la presencia de líneas isocromáticas. Sin embargo, el proceso de congelación de tensiones resulta tedioso ya que se requieren temperaturas elevadas y los resultados no son tan visibles como con las resinas epoxy. En este trabajo este material se ha empleado para fabricar el hioides, para las férulas oclusales que fijan las diferentes posiciones mandibulares y también, debido a su dureza y fácil manejo, para reforzar las zonas de inserción en los casos en que éstas no iban a ser objeto de estudio (167).

La resina epoxy es actualmente el material más frecuentemente utilizado para estudios de fotoelasticidad, ya que su sensibilidad óptica es muy buena incluso para el estudio de isoclinas en zonas de baja tensión. Permite realizar el proceso de

congelación de tensiones a baja temperatura (60 grados) y, como veremos posteriormente, puede aplicarse tanto para estudios bidimensionales como tridimensionales, gracias a la sección fina del modelo y su estudio con luz polarizada (115, 168).

Los principales inconvenientes de este material se relacionan con la dificultad de manufactura y el deterioro con el tiempo, ya que tiende a absorber humedad, por lo que los modelos pierden su utilidad al cabo de pocas semanas por lo que es preciso el estudio justo tras el procesado y su almacenamiento en condiciones controladas (167).

Como ya se ha expuesto, las resinas son homogéneas y carecen de la estructura trabecular del hueso, pero su uso ha sido avalado por diversos estudios en los que se ha observado una semejanza asombrosa entre las líneas de distribución tensional del modelo y la orientación trabecular del hueso, que en condiciones de carga fisiológica se comportaría como un material isotrópico (167).

Las resinas epoxy permiten investigar la distribución de las tensiones en las diferentes zonas del hueso, y alrededor de los implantes de titanio, disponiendo de un soporte estructural que no se deforma en el momento de la implantación. Partiendo de este modelo se puede visualizar como se transmiten las tensiones a las diferentes áreas de la estructura ósea mandibular, ya que las zonas de mayor concentración de líneas isocromáticas corresponden con las zonas de mayor concentración de tensiones (2). Conociendo las características histológicas del hueso nativo en cada una de esas zonas se pueden extraer conclusiones acerca de la capacidad para soportarlas en cada momento.

Una vez elegido el material, se planteó la necesidad de obtener modelos adecuados en tres dimensiones. Se barajaron tres posibilidades: la estereolitografía (STL), el prototipado rápido automático (RAP) (166) y el modelado por fusión y depósito (FDM), en el que el modelo se obtiene por depósito de un termoplástico capa a capa.

La estereolitografía consiste en realizar una réplica exacta del sistema a estudiar elaborada desde cortes de tomografía axial de la estructura a estudiar. Es un método eficaz y preciso, pero su coste continúa siendo muy elevado.

En este estudio se han combinado las técnicas de prototipado rápido con las de modelado para obtener modelos adecuados para los estudios fotoelásticos. El procedimiento consiste en obtener moldes de silicona de los huesos implicados, cuyas ventajas radican en la relativa facilidad con la que se desprenden los modelos, a lo que se asocia la exactitud del modelado y la estabilidad frente a las temperaturas (166).

Una vez determinado el material de sustitución ósea se afrontó el reto de replicar los componentes no óseos del sistema, labor que resultó mucho más complicada.

En primer lugar, las características mecánicas y elásticas de los músculos en general y las del sistema músculo-esquelético estomatognático en particular, son muy complejas y además para reproducir las tres regiones de la articulación, ambas ATM y la arcada dentaria, se requiere buscar la mayor similitud anatómica con lo que ocurre en el ser vivo.

La capacidad de reproductibilidad, debe permitir al sistema adaptarse a las variaciones anatómicas de las estructuras a simular en las diferentes posiciones mandibulares durante la masticación. Este aspecto era especialmente difícil, ya que además de contar con una cierta variabilidad individual dentro de la norma, se deben tener en cuenta las diferentes deformidades traumáticas o congénitas a las que puede estar sometido.

Finalmente, la capacidad de reproducir la intensidad y dirección resultante de las fuerzas aplicadas al sistema, exige que éstas tengan una representación anatómica y que su intensidad sea exacta y precisa.

Antes de elaborar el simulador, se observaron las soluciones que habían propuesto diferentes autores. Llamaba la atención que la mayoría de ellos se olvida-

ban del componente fijo o craneal del sistema, elaborando aceptables simuladores mandibulares, pero no músculo-esqueléticos. En este sentido recurrían a dos tipos de montaje:

- Modelos de suspensión mandibular, en los que la mandíbula quedaba suspendida en un sistema de poleas, donde el único contacto se producía sobre unas fosas articulares recubiertas de silicona y en un rudimentario arco oclusal (7, 44, 47, 48). Según sus autores con estos modelos se podría realizar un análisis condilar en función de distintas fuerzas oclusales. Sin embargo, el estudio de las cargas en la región articular, la dirección exacta y precisa de los vectores de las fuerzas musculares y la posibilidad de adaptar el sistema a las diferentes posiciones mandibulares, eran muy difíciles de aplicar. Por otro lado, se obviaba la acción de los músculos depresores al no replicarse correctamente las inserciones hioideas. Además no permitían actuar en un medio cómodo, como una mesa de trabajo, ni introducir el sistema en una estufa estándar para el estudio foto-elástico.

- Modelos de fijación invertida mandibular, en los que rudimentarias réplicas craneales se anclaban a una mesa de trabajo, situando sobre ellas mandíbulas de forma invertida, es decir apoyadas sobre sus cóndilos en la mesa de trabajo. En estos modelos las mandíbulas se sostienen por apoyo de las superficies oclusales cuando se aplican fuerzas por tracción de cuerdas que siguen la dirección de las inserciones musculares (169). Este sistema era más fisiológico pues se podía realizar un análisis cuasi-tridimensional de las tensiones pero tenía el inconveniente de que para su réplica había que horadar la mesa de trabajo. Por tanto son modelos de simulación donde a la mandíbula se le confiere una rigidez que no es real. De nuevo, la posibilidad de introducir todo el sistema en una estufa para congelar las tensiones en el



momento en que se están aplicando las tensiones de los músculos, se veía dificultada por la aparatosidad de los montajes. Finalmente en la mayoría de estos modelos las cargas musculares se aplicaban mediante sistemas de cuerdas y poleas que no remedan la situación fisiológica.

Así las cosas, se valoró la posibilidad de crear un nuevo tipo de simulador, aplicable para el sistema músculo-esquelético masticatorio, pero también para otros del organismo, que permitiese visualizar e interpretar de manera directa la complejidad en la distribución de las cargas actuantes en el sistema desde un punto de vista tridimensional y que además ofreciese la posibilidad de estudiar el comportamiento del modelo tras el tratamiento de situaciones patológicas, como fracturas o deformidades, en las que se seccionan huesos y se vuelven a unir mediante el empleo de material de osteosíntesis.

La base del sistema sería realizar una réplica anatómica y funcional exacta en todos los aspectos que antes comentábamos. El más problemático es el muscular que plantea dos cuestiones fundamentales:

- Encontrar el material adecuado para replicar las cargas musculares con una intensidad similar a las que actúan en el ser vivo.
- Hallar la forma más exacta y precisa de realizar las inserciones musculares.

Con respecto al primer punto, se requería un material elástico capaz de generar fuerzas similares a las del ser humano vivo. Esto no es tan importante en este estudio en particular, ya que empleando como réplicas mandibulares resinas fotoelásticas con un módulo de elasticidad bajo, es suficiente conseguir fuerzas musculares relativamente bajas, aunque proporcionales a las reales para cada posición mandibular, para apreciar deformidades y tensiones en el modelo (7, 47, 48, 169). Los únicos casos descritos en la bibliografía en los cuales se aplicaron fuerzas fisiológicas aquellos en los que las mandíbulas empleadas fueron de cadáver humano fresco,

recubiertos con barnices fotoelásticos (47). Aunque no sea preciso en este estudio, el simulador aquí presentado pretendía cumplir el objetivo de aplicar cargas fisiológicas reales en el experimento.

Para aplicar estas fuerzas se han empleado dos tipos de materiales: cadeneta de látex para ortodoncia en el caso de fuerzas musculares menores a 150 N y gomas más potentes para casos en los que se superase esta fuerza.

La diferencia fundamental entre ambos sistemas es que al insertar varias cadenetas, siguiendo la línea de acción del músculo, se pudo aplicar la fuerza total ejercida por él y calculada por estudios electromiográficos. Así, para cada músculo se emplearon numerosas tiras de cadeneta siguiendo la dirección de los haces de fibras musculares. Las bandas de elástico más potente consiguen que la fuerza total a desarrollar se consiga con un solo elástico desde una zona centrada en el área de inserción muscular. El primer sistema es más fisiológico, y mantiene un cierto grado de hiperestaticidad, al depender la situación de equilibrio de tantas tiras de cadeneta.

En cuanto a las zonas de inserción, preferimos emplear tornillos que se situasen en las regiones exactas de origen de los músculos en cráneo e hioides, mientras que en la mandíbula se emplearon tornillos enroscados en la resina cuando las zonas de inserción no estaban sujetas al estudio fotoelástico y en protectores de metacrilato en el caso de que fuesen objeto de estudio, para evitar interferencias.

Por otro lado el sistema se puede adaptar a las diferentes posiciones masticatorias, y a las variaciones anatómicas. En este aspecto la estereolitografía ofrece la posibilidad de simular las características óseas de cada individuo al realizar modelos exactos desde las imágenes obtenidas por tomografía computarizada.

De esta forma creamos un sistema que utiliza réplicas óseas exactas 1:1 de las estructuras óseas, aplica los puntos anatómicos precisos de inserción muscular y emplea materiales elásticos para remedar las cargas musculares ofreciendo la posi-

bilidad de un estudio biomecánico en el que la forma y función de los sistemas sea lo más análoga posible a la anatomía y fisiología de los sistemas vivos.

Una vez descrito este modelo, cabe preguntarse si es válido un simulador estático del sistema muscular masticatorio. Para ello debe cumplir una premisa fundamental, que es observar o mantener un equilibrio. En este sentido, se deben distinguir tres tipos de equilibrio:

- Pasivo, que tiene lugar con el sistema relajado y apoyado, en el que no se somete a la tensión de ningún músculo.
- Activo, que ocurre cuando el sistema debe defender su equilibrio frente alguna fuerza externa. Está inmóvil pero mantiene en tensión los músculos posturales.
- Dinámico, en el que varía la base de sustentación, pero se mantiene en equilibrio gracias a la contribución de las fuerzas de inercia generadas en el movimiento. Ocurre al masticar, tragar.... En el equilibrio dinámico, el control neuromuscular es importante, ya que los músculos deben adaptar su acción a la posición que el sistema adopta en cada instante (151).

El simulador estático aquí presentado, mantiene un equilibrio activo, sometido a la tensión de los músculos masticatorios que actúan como fuerzas internas y provocan una reacción en las estructuras óseas. Por supuesto no nos ofrece una información dinámica, pero permite evaluar y observar una tendencia de comportamiento, en régimen normal y moderado, y en algunos casos de sobrecarga. Dinamizar el modelo e introducir el término fatiga será objeto de futuras investigaciones.

## B. CON RESPECTO AL MÉTODO DE ESTUDIO FOTO-ELÁSTICO.

Los métodos de estudio foto-elástico, constituyen técnicas particularmente útiles para el estudio de modelos con geometría y distribución de cargas compleja,

como el sistema músculo-esquelético masticatorio, en los que los modelos matemáticos son complicados de aplicar y pueden arrojar datos imprecisos.

La principal característica de este procedimiento es que permite visualizar e interpretar de manera directa la complejidad en la distribución de las cargas actuantes en un sistema desde un punto de vista tridimensional y además nos ofrece la posibilidad de cuantificar estas cargas diferenciando las áreas de baja y alta densidad tensional, tanto en la superficie como en las regiones internas de una determinada estructura.

Estas ventajas se resumen en los siguientes puntos:

- Está demostrado que la obtención de modelos en resina epoxy a escala 1:1 reproduciendo de forma exacta los prototipos permite estudiar cualquier segmento del esqueleto, para llevar a cabo las diferentes experiencias mecánicas en diferentes condiciones y siempre empleando el mismo modelo (170, 171, 172). Así, se evitan las variaciones de las propiedades mecánicas que muestran las preparaciones cadavéricas como consecuencia del procesado y la conservación.
- La eliminación de la variabilidad anatómica e histológica, permite realizar mediciones de cada experimento, de forma que se pueden comparar con los obtenidos con otro tipo de implante diferente. Es decir, que podemos emplear los valores obtenidos como puntos de referencia para futuros estudios (173, 174).
- Por otro lado, su valor predictivo ha sido establecido en diferentes estudios en los cuales se ha apreciado como existe una relación clínico-patológica e histológica entre los hallazgos encontrados en los estudios foto-elásticos, las situaciones que se producen en la clínica y las observaciones en las preparaciones histológicas (165, 175, 176, 177).
- Finalmente, estudios comparativos críticos de los diferentes métodos experimentales disponibles para el estudio de tensiones en polímeros como répli-



cas de hueso han puesto de manifiesto que la foto-elasticidad es el mejor método para el análisis tridimensional (172).

En el ámbito de la patología dental, oral y máxilofacial, la mayoría de los estudios de fotoelasticidad conocidos se han centrado en la patología dental y oclusal y en sus soluciones protésicas. Entre ellos destacan:

- Estudios de oclusión dental. Así se ha estudiado el estrés generado en la mandíbula por dos tipos de oclusiones excéntricas. En estos estudios se evaluó como la guía canina distribuye las tensiones de forma más uniforme hacia el cóndilo (6).
- Estudios orto-protésicos dentales. Con el fin de determinar la tensión generada sobre los diferentes tipos de attaches en la construcción de sobredentaduras (178, 179, 180); o para evaluar las cargas distales de las prótesis parciales removibles (169).
- Estudios sobre implantología dental, en los que se evaluaba la transmisión de tensiones a las estructuras subyacentes (181).

En lo que se refiere al comportamiento biomecánico del sistema músculo-esquelético masticatorio la mayoría de los estudios (47, 71, 72, 73, 109, 110, 125, 126, 160) incurrían en dos errores fundamentales:

1. Analizan la estructura superficial cortical mandibular sin ocuparse de lo que ocurre en su interior. Este fenómeno tenía dos explicaciones posibles:

- Por una parte, los principios de distribución tensional en la mandíbula habían sido descritos por Seipel en 1948 (34), y se limitaban a un sistema de cinco trayectorias presentes en la cortical, y por tanto la superficie mandibular.
- Por otra, existían importantes dificultades técnicas para conseguir estudios tridimensionales.

Sea como fuere, la mayoría de los trabajos posteriores realizados en resinas fotoelásticas se dedicaron a estudiar y confirmar las trayectorias tensionales cortica-

les, mediante la aplicación de barnices foto-elásticos en la superficie mandibular o mediante el estudio de superficie de bloques y modelos mandibulares en resina foto-elástica (47, 71, 72, 73, 109, 110, 129). Las conclusiones de todas estas investigaciones tuvieron pronto una aplicación clínica, al constituir la base sobre la cual se han desarrollado las teorías del comportamiento biomecánico mandibular, que se manejan (73, 160).

2. Aunque presentan descripciones exhaustivas acerca de la distribución de fuerzas y tensiones en la región de la rama, cóndilo y ATM; obvian el estudio de la arcada dentaria y el hueso subyacente (sínfisis, cuerpo y ángulo). La mandíbula, como palanca de tercer orden, está diseñada de manera que la aplicación de las fuerzas musculares en la región de la rama y el ángulo mandibular provoca una fuerza de reacción fundamentalmente en la arcada dentaria y la ATM. La expresión clínica de gran parte de la patología mandibular es la maloclusión, y por tanto la afectación a las regiones óseas que aquí interesan.

Se hacía, por tanto, necesario un método que respondiese a la distribución tridimensional, en todo el espesor mandibular y en todas las áreas funcionales, de las fuerzas en la mandíbula sometida a situaciones fisiológicas y patológicas.

El método que permite realizar estudios fotoelásticos tridimensionales fiables es la congelación de tensiones. Se denomina así al procedimiento en virtud del cual se consigue mantener, visualizar y analizar el estado tensional de una estructura anatómica determinada replicada en polímeros como las resinas epoxy (115, 150). Se basa en las características físico-químicas de dichas resinas que pueden presentar tres fases cuando tras calentado se someten a enfriamiento progresivo. Estas fases son: cristalina, elástica y líquida; y cada una de ellas presenta unas propiedades mecánicas diferentes, que se representan con una curva termomecánica, donde se muestra el efecto deformador de la temperatura bajo cargas constantes. Esto supone, que si llevamos nuestro simulador, mediante calen-

tamiento, hasta una temperatura, de transición, en la que conseguimos que pase de una fase cristalina a otra elástica, y entonces se enfría progresivamente, la deformación causada por las cargas actuantes en el sistema queda reflejada en la estructura anatómica de estudio, en este caso la mandíbula, en forma de líneas de color que representan la distribución de tensiones en dicha estructura. La capacidad de visualizar las líneas de tensión se debe a la birrefringencia de la resina epoxy, que queda representada en una curva termo-óptica (115). Para evaluar el efecto de las cargas hay que considerar las tensiones residuales que se originan en zonas de distintas propiedades termomecánicas de los componentes y generalmente se producen durante el procesamiento de los polímeros a elevadas temperaturas para pasar a un enfriamiento y endurecimiento de las mismas (182). Cuando se modelan estructuras de geometría compleja, como la mandíbula, se obtienen prototipos de menor transparencia, con lo cual aparecen tensiones residuales que pueden llegar a ser significativas. Las tensiones residuales del modelo desaparecen completamente con este procedimiento o, cuando menos, se atenúan de forma considerable, lo cual permite diferenciarlas de las inducidas por la carga e incrementa la fiabilidad del análisis (167,183). En el presente estudio, se incluye un experimento control en el que no se aplicaron cargas, para demostrar el efecto de la congelación de tensiones sobre las residuales. Todo material fotoelástico sufre deformaciones que se traducen en aparición de franjas de tensión momentáneas al aplicarle una determinada carga. La introducción de una pieza o tornillo en la mandíbula de resina para simular las áreas de inserción muscular, es responsable de ciertas fuerzas de compresión locales momentáneas. Si se aplica carga, en forma de tracción (músculos) o compresión (sobre una placa de titanio), y en ese momento se somete al ciclo de calentamiento-enfriamiento, se congelarán las tensiones que en ese momento están actuando sobre esa pieza. Si por el contrario, no se aplica carga al tornillo o pieza desaparecerán las tensiones

residuales. Y esto último es lo que ocurre en el caso en el que no se aplicaron tensiones.

Con todas sus limitaciones, el método fotoelástico permite representar de forma gráfica los cambios en la distribución de las tensiones mandibulares y así comparar los patrones de tensión-deformación que se generan al aplicar cargas o al emplear los distintos tipos de osteosíntesis (184).

El presente estudio permitió obtener un análisis biomecánico tridimensional del comportamiento mandibular en situaciones fisiológicas y patológicas.

Hasta la fecha, sólo unos pocos estudios han aplicado esta técnica al análisis tridimensional de tensiones en los huesos (185, 186) y todos ellos se han centrado en el estudio de la cadera. En el campo de la biomecánica mandibular, se han congelado tensiones de modelos mandibulares completos para el estudio de las consecuencias funcionales de hemimandibulectomías (129), pero se puede afirmar que en esta tesis se presentan los primeros resultados conocidos de un estudio foto-elástico tridimensional acerca de la distribución de tensiones en la mandíbula gracias a:

- El empleo de un modelo biomecánico adecuado.
- La aplicación del método de congelación de tensiones
- La obtención de cortes o rebanadas de la mandíbula con sus tensiones congeladas, que permitían evaluar el espesor completo mandibular en diferentes situaciones.

Para evaluar la validez del sistema se decidió aplicarlo a las cinco posiciones de estudio seleccionadas.

## B.1. ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE FOTO-ELASTICIDAD.

### B.1.1. Posición 1. Control.

Fue el control de los ensayos, ya que no se aplicó tensión alguna. Se recurrió a ella para validar el método y aportó información acerca de:



- El comportamiento del sistema a la temperatura de transición (60 grados centígrados). En este sentido, el modelo de resina epoxy fue el único componente que sufrió deformaciones.
- La obtención de cortes mandibulares transparentes, en casos en los que no se aplicaban tensiones, indicaba que no se generaban tensiones residuales durante el procesado –corte, pulido y congelación de tensiones-, de manera que los resultados obtenidos en ensayos con aplicación de cargas dependerían única y exclusivamente de éstas sin que influyese otro aspecto.
- Además, estas tensiones residuales desaparecían también en la zona de atornillado de las inserciones musculares. Este hecho permitió asegurar que en ensayos sucesivos, en diferentes posiciones, en las que se aplicaban fuerzas sobre estas inserciones, el espectro de isocromáticas que eventualmente se obtuviese sería exclusivamente responsabilidad de la acción de los músculos sobre esas inserciones.

Tras esta primera evaluación, se eligieron las posiciones de cierre (posición 3) y apertura oral (posición 2) como paradigma de actuación de los músculos elevadores y depresores respectivamente. Posteriormente se introdujeron las dos variables fundamentales que se emplean para el tratamiento de los acontecimientos traumáticos mandibulares: la inmovilización (posición 4) y la osteosíntesis (posición 5).

#### B.1.2. Posición 2. Apertura oral.

Se empleó esta posición para evaluar la acción de los músculos depresores en situación de apertura oral. El predominio de la acción de estos músculos se manifestaba por la concentración de tensiones en la cortical interna y región basilar, así como en la cortical externa como reacción a las fuerzas aplicadas en la zona interna por la acción simulada de los músculos genihiodeos y milohioideos. La teórica esponjosa o medular mandibular se encontraba casi libre de tensiones, confir-

mando las teorías clásicas que suponían que en condiciones fisiológicas son las corticales las que soportan una mayor concentración de tensiones (46). Esta situación se prolongaba casi hasta el ángulo, donde terminaba la línea de inserción del músculo milohioideo, si bien, y como corresponde al alejarse de las principales zonas de aplicación de fuerza muscular, la concentración de tensiones era menor en las áreas del cuerpo que en las parasinfisarias y se desplazaban hacia zonas craneales a medida que se hacían craneales las inserciones, dejando a la basilar sin tensiones. En la región del cuerpo, en la zona de salida del nervio mentoniano a través de su orificio, existía una zona de concentración de tensiones, ya apreciada por otros autores (100) que podría explicar que se trate de una zona de debilidad donde las fracturas son más frecuentes.

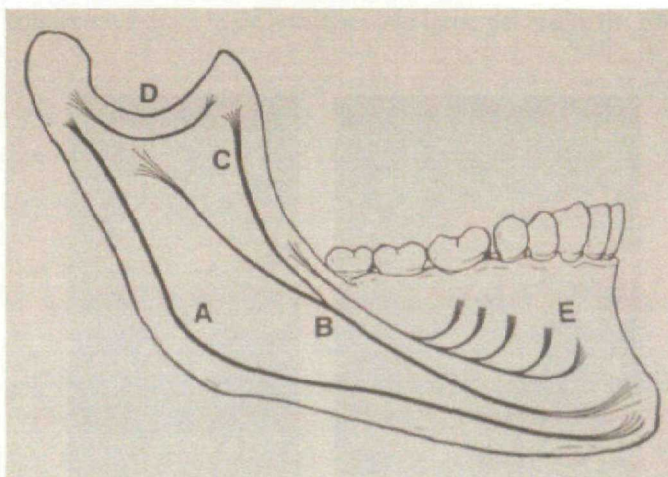
Además de estos datos, reflejo de una torsión del cuerpo mandibular hacia lingual debido a la acción de los músculos infrahioideos, existían ciertas contradicciones:

- En las áreas de la corona y región alveolar de algunos cortes del área parasinfisaria se observaban zonas de concentración de tensiones relacionadas con un mayor grosor en el corte. Esto se debía a la dificultad de seccionar a través de la corona de las piezas dentarias sin fracturarla en las zonas de premolares y caninos, que eran grandes para un corte y pequeños para dos. Así, al variar el grosor, la "n" no es la única variable, y hay que tener en cuenta el factor "h" de la fórmula, de manera que si aumentan a la vez "n" y "h", las tensiones se mantienen constantes.
- La apertura mandibular se debe a la acción de los músculos depresores, si bien se empleó una férula oclusal para mantenerla constante durante la congelación de tensiones. Esta férula contactaba fundamentalmente con las regiones molares donde se apreciaban zonas de tensiones elevadas debidas al apoyo sobre las cúspides dentarias.

### B.1.3. Posición 3. Cierre mandibular.

Permitió estudiar la situación tensional mandibular en posición de cierre mandibular. Hasta hoy día, la información disponible acerca de la concentración de tensiones en la mandíbula se refería a las ya conocidas trayectorias descritas por Seipel y confinadas a la cortical mandibular (34). Estas son:

- A. Una primera banda de concentración de tensiones y fuerzas se originaba en el cuello del cóndilo y continuaba a lo largo del borde posterior de la rama para terminar siguiendo el borde inferior del cuerpo.
- B. Una segunda trayectoria, que demostraba una importante concentración de tensiones que se distribuían a lo largo de la región del cuerpo y se orientaba verticalmente desde la superficie oclusal hasta el borde inferior.
- C. Una tercera trayectoria seguía la línea oblicua externa con una gran concentración de tensiones locales corticales.
- D. La cuarta trayectoria, seguía la curvatura de la apófisis coronoides uniéndola con el cóndilo.
- E. Finalmente, una quinta trayectoria recorría el tercio superior mandibular desde el trígono hasta la zona dentada con distribución de tensiones superficiales hacia las raíces dentarias. (Fig. 95)



*Figura 95.  
Trayectorias de tensión  
mandibular, según Seipel.  
(Seipel y Colo. Ref. 34).*



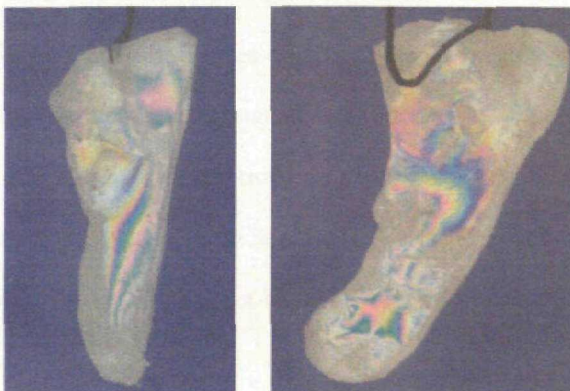
En los cortes de cuerpo mandibular mostrados en esta tesis, es posible localizar estas trayectorias superficiales.

La primera, que recorre la basilar mandibular, se expresa como una serie de franjas isocromáticas, que aumentan en densidad de medial a lateral hasta alcanzar un máximo en la región del cuerpo posterior y ángulo mandibular, precisamente donde las fuerzas musculares y las fuerzas oclusales son máximas.

Las fuerzas de oclusión dan lugar a un patrón tensional que se puede desdoblar en dos componentes: las debidas a la compresión originada en el contacto con las piezas superiores y las debidas a la reacción a las fuerzas musculares aplicadas. Estas fuerzas son responsables de la segunda trayectoria de Seipel (34) y en los cortes de mandíbula aquí presentados se expresa como bandas isocromáticas de tensión corticales que recorren los cortes de craneal a caudal, alcanzando su máxima intensidad en las zonas donde las fuerzas que las originan son mayores, es decir, cuerpo posterior y ángulo mandibular.

En esta última región, se manifestaba la tercera trayectoria, que mostraba un gran incremento de tensiones en la línea oblícuca externa y cortical adyacente.

El presente trabajo se ha centrado en la arcada dentaria (cuerpo o rama horizontal mandibular), pero el modelo es válido para el estudio de las zonas de la rama vertical mandibular. En la figura 96 se puede esbozar la cuarta trayectoria, como concentración de tensiones a lo largo del cuello del cóndilo. Estos cortes, situa-



*Figura 96.  
Isocromáticas en la región  
de la rama y cóndilo  
mandibular.*



dos fuera de la zona de estudio, muestran también tensiones congeladas que serán estudiadas en proyectos sucesivos.

Pero el espectro de tensiones no se limita a estos trayectos superficiales. Desde medial a lateral, a partir de la región anterior del cuerpo, en los casos en los que las fuerzas de elevación o cierre son mayores, la zona de tensiones se extiende a la medular donde aparecen bandas isocromáticas de elevado orden de franja que ocupan todo el espesor mandibular. Este hecho que comienza a observarse en los cortes posteriores del cuerpo, precisamente en la zona de los segundos molares, es más llamativo en la región del ángulo, donde las tensiones provocadas por la aplicación de las fuerzas musculares de cierre son máximas, y se manifiestan por bandas isocromáticas densas que se extienden de una cortical a otra ocupando toda la medular mandibular. Al ser una región de elevada concentración de tensiones debidas a la encrucijada de grandes fuerzas actuantes, se fractura frecuentemente en traumatismos mandibulares. De hecho, la mayoría de los estudios conocidos acerca de osteosíntesis en fracturas mandibulares (71, 72, 124, 187, 188), así como los principios en los que ha de basarse ésta (73, 160), se ocupan del área del ángulo mandibular.

Los resultados que ofrece este modelo, demuestran que el esquema de distribución de bandas de tensión superficiales de Seipel y los estudios posteriores que lo han tomado como punto de partida para sus experimentos (34, 72, 73), han incurrido en un error de sesgo importante al no considerar lo que ocurría en la medular mandibular. No obstante, es cierto que en algunas situaciones de baja sollicitación, o de pequeñas cargas funcionales, como ocurre en la posición de boca abierta (posición 2), o en regiones anteriores en esta posición nº 3, el modelo de tensiones superficiales se corresponde con la situación fisiológica, pero en las áreas de mayor compromiso tensional, hay que considerar la situación en la medular y en la cortical interna.

#### B.1.4. Posición 4. Bloqueo mandibular.

En este ensayo, la observación e interpretación de los resultados obtenidos de los cortes o rebanadas mandibulares permitió comprobar experimentalmente los efectos nocivos de la inmovilización y arrojar cierta luz sobre otros aspectos relacionados con la interacción de la estructura mandibular con los materiales de osteosíntesis.

El experimento en posición nº4, reproducía la situación que tiene lugar en la cirugía ósea mandibular, tanto traumatológica como de deformidades, en las que es costumbre inmovilizar la mandíbula mediante el empleo de sistemas de bloqueo intermaxilar elástico, empleando férulas alambradas a la arcada dentaria. Las consecuencias perjudiciales de la inmovilización continúan siendo un problema preocupante en el tratamiento de las alteraciones de los sistemas músculo-esqueléticos. La inmovilidad cura al hueso, pero altera a todos los tejidos: blandos, músculos, articulación y huesos circundantes (54). Para el siglo XXI, algunos autores se han propuesto la abolición total de la fijación intermaxilar para el tratamiento de las fracturas de mandíbula, y se han propuesto en convertirlo en el siguiente gran paso en la evolución del traumatismo mandibular (189).

En los casos estudiados, los resultados de la distribución de tensiones indican que estas fuerzas aplicadas se suman a las fuerzas de reacción que ocurren tras la aplicación de las cargas musculares. El panorama tensional es tal que bandas de tensión de intensidad creciente parten desde la zona sinfisaria hasta el ángulo ocupando las coronas, las áreas cervicales y el hueso alveolar, afectando a las corticales en los cortes más mediales (sinfisarios), y a la cortical y medular en los más laterales (cuerpo posterior y ángulo). Dichas bandas se deben a la compresión ejercida por las piezas dentarias superiores sobre las inferiores en cierre total, sumadas a las fuerzas de las lazadas de alambre alrededor de los dientes y a las fuerzas de reacción a la acción muscular de los músculos elevadores. En los cortes más laterales, se amplía el espectro de franjas debido a las inserciones musculares actuando sobre el hueso mandibular.

Las consecuencias de esta suma de fuerzas suponen que el hueso mandibular subyacente quede sometido a cargas que no favorecen la curación ósea, y que provocan la pérdida de hueso por sobrecarga excesiva en la región alveolar.

La gran concentración de tensiones en las zonas de cuerpo posterior es debido a que las áreas en las que deben reforzarse durante la inmovilización, y donde la reacción a las fuerzas es mayor, han de estar lo más cercanas posibles a la región de aplicación de las cargas musculares. En estas zonas se puede apreciar una gran concentración de líneas isocromáticas a lo largo de todo el espesor de los cortes, tanto en áreas medulares como corticales. Así se delimita un área de sobrecarga funcional en posición isométrica, que si es mantenida durante largos periodos de tiempo, como ocurre en la inmovilización de las fracturas mandibulares, favorece fenómenos de resorción ósea con baja actividad reparativa (54). En el cuerpo y ángulo mandibular donde las tensiones sobrecargan las áreas corticales y medulares, ambas se verán sometidas a estos fenómenos destructivos. Para paliar en alguna medida estos efectos en aquellos casos que precisen inmovilización, la alternativa al alambrado rodeando el cuello dentario puede encontrarse en los tornillos de fijación intermaxilar, que se aplican en maxilar y mandíbula en zonas no implicadas en la fractura y se unen entre sí mediante alambres que mantienen la posición de cierre oral (Fig. 97) (190).



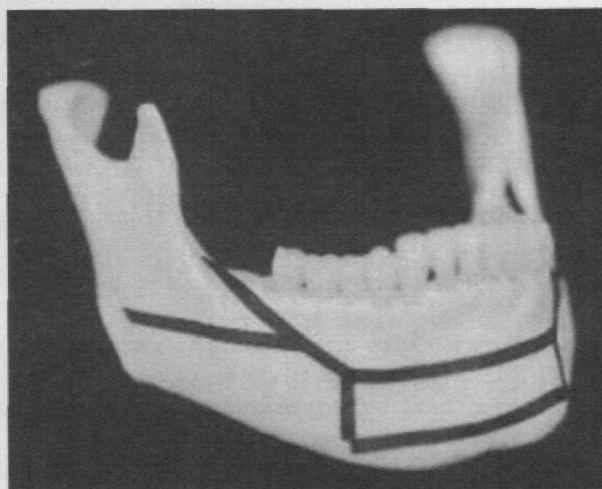
*Figura 97.*  
*Bloqueo intermaxilar*  
*elástico empleando*  
*tornillos de bloqueo*  
*(FAMI Martin®).*

### B.1.5. Posición 5. Osteosíntesis.

La alternativa a la inmovilización para el tratamiento de las fracturas es la fijación directa de los focos que ha conseguido disminuir, e incluso suprimir, el empleo del bloqueo intermaxilar elástico. Aunque los principios de la osteosíntesis se establecieron a lo largo de las décadas de 1960 y 1970, no fue hasta 1980 cuando comenzó a universalizarse su uso (1), de forma que en hasta la década de 1990 cuando comenzaron a aparecer los primeros estudios retrospectivos, con un seguimiento a largo plazo que permitía asegurar sus ventajas sobre cualquier otro método de inmovilización y fijación tradicional (191, 192). Desde entonces, la investigación se ha encaminado a la búsqueda de un material cada vez más biocompatible en cuanto a constitución, tamaño y forma. Sin embargo, muy pocos estudios biomecánicos rigurosos han tratado de poner de manifiesto cuál debía ser esa osteosíntesis ideal. Parece lógico que fuese aquella que ejerciese su función sin alterar el patrón de tensiones normales que actúan sobre la mandíbula, pero, en situaciones reales, esto nunca ocurre, ya que la introducción de un cuerpo extraño produce siempre modificaciones tras la implantación (167). Además, sistemáticamente han obviado las características anatómicas y fisiológicas del sistema, de manera que dista mucho de estar esclarecido cómo y dónde colocar las placas y tornillos; y de que tipo y tamaño deben ser. Aunque muchos de estos aspectos requerirán estudios posteriores, el segundo objetivo primordial del presente estudio era establecer si la foto-elasticidad puede constituir un método útil en el estudio de la interacción hueso-material implantado. El empleo de la foto-elasticidad para evaluar los diferentes métodos de osteosíntesis no es algo nuevo. Quizás los estudios que han tenido una mayor repercusión tanto en investigaciones posteriores como en la clínica fueron los de Champy y cols, que, en la década 1970-80, emplearon bloques de resina fotoelástica sometidos a carga para concluir que ante una fuerza oclusal cualquiera, los bordes superior e inferior de la mandíbula estaban solicitados por fuerzas de tensión y compresión respectivamente



(73, 160). A partir de aquí llegaron a una serie de conclusiones que permitieron esbozar los fundamentos de la osteosíntesis o fijación interna semirrígida. Según estos autores, la colocación idónea de las placas y tornillos de titanio se situaba a lo largo de la línea ideal de osteosíntesis mandibular, donde se conseguían uniones estables que eran capaces de soportar las cargas oclusales y masticatorias (72, 73, 160). Así diseñaron miniplacas de osteosíntesis de hasta 2 mm de diámetro y tornillos de 5 mm de longitud que se aplicaban siguiendo la línea antes mencionada.



*Figura 98.  
Línea ideal de la  
osteosíntesis de Champy.  
(Champy y Colo. Ref. 160).*

Estas teorías, en las que primaba el mantenimiento de la función mandibular a través de la redistribución de las fuerzas actuantes, contradecían en buena medida a las elaboradas por los partidarios de la fijación rígida, que preconizaban la reconstrucción estructural mandibular. En esta situación de conflicto surgieron múltiples estudios que empleaban la foto-elasticidad para evaluar las opciones de osteosíntesis en traumatología, ortognática y reconstrucción mandibular tras hemimandibulectomía (116, 123, 124, 125, 126, 129, 159, 181, 193).

Todos estos autores empleaban sistemas en los que los modelos mandibulares completos eran sometidos a un estudio de superficie y bidimensional. Como resultado de sus investigaciones, se describió un patrón de distribución de tensiones de

superficie en el que la mandíbula en acción estaba sometida a cargas de tensión o distracción en la región alveolar, y a compresión en la zona basilar. Este patrón despreciaba los sucesos que ocurrían en la medular mandibular, así como en la denominada zona neutra, que seguía el trayecto del nervio alveolar inferior, desde su entrada en la mandíbula hasta el orificio mentoniano.

La novedad del diseño experimental aquí presentado radica en aplicar la técnica de congelación de tensiones para la interpretación de las tensiones provocadas por la inserción de materiales de osteosíntesis. Como se ha comentado previamente, aunque se retire el componente o implante, las tensiones quedan "memorizadas" y por primera vez en la mandíbula, se consigue estudiar la interfase donde se produce la interacción entre el material implantado y su lecho receptor, de forma directa y en toda su extensión.

Como ya se ha comentado, esta técnica ha permitido estudiar la medular mandibular y la supuesta zona neutra, para ver como no se hallan en ningún momento desprovistas de tensiones, sino que participan en los fenómenos de transmisión de fuerzas tensionales que se producen en el movimiento de la mandíbula fracturada.

Estas observaciones, plantearon la necesidad de realizar nuevos estudios para completar el panorama de distribución de tensiones durante la osteosíntesis. Así, se plantearon dos experimentos:

1. Evaluación de sistemas convencionales ("rosca-chapa"), frente a sistemas de tornillo roscado a placa (tipo "lock" o bloqueados).
2. Comparación de osteosíntesis de diferente tamaño.:

- El sistema convencional, se caracteriza por conseguir estabilidad mediante la aposición de la placa al hueso gracias a la compresión que la cabeza del tornillo ejerce sobre la placa, y contra el hueso (194). Esta ha sido la base de los sistemas de fijación rígida y semirrígida que previamente se comentaban.

Clave para que la osteosíntesis sea correcta es la perfecta adaptación de la placa al

contorno del hueso, manteniendo una correcta oclusión durante la aplicación de la placa. Se supone que así se facilita la curación primaria, pero a largo plazo, puede ser responsable de la reabsorción del hueso cortical adyacente a la placa (194). En los experimentos realizados en este estudio se ha comprobado cómo la compresión del tornillo a la placa causa un incremento de tensiones muy importante alrededor de éste, tanto en su punta como en las áreas que lo rodean; así como en ambas corticales, la externa por el contacto y la interna por la intensa reacción a esas fuerzas. Estas tensiones se sumarán además a otras a las que puede estar sometida la mandíbula en ese momento como fijaciones intermaxilares y fuerzas de cierre mandibular. Es de suponer que esta sobrecarga causará problemas tróficos en el hueso, dificultando la correcta vascularización de las zonas comprimidas, comprometiendo la curación de las fracturas. Aún así, la experiencia clínica demuestra que la mayor parte de las fracturas tratadas mediante osteosíntesis convencional evolucionan de forma favorable, debido a la enorme tendencia a la curación del hueso sano fracturado. No obstante en individuos médicamente comprometidos, en áreas mal vascularizadas y en casos de fracturas conminutas en las que la vascularización es crítica; los métodos de osteosíntesis aplicados deben ser totalmente respetuosos con el hueso subyacente.

En los sistemas atornillados a la placa, tipo "lock" o bloqueados, las fuerzas de carga se transmiten desde el hueso a los tornillos, y desde la cabeza de estos a todo lo largo de la placa, en virtud al roscado que se produce entre las espiras de la cabeza del tornillo y sus antagonistas en los orificios de la placa. De este modo actúan como fijadores externos-internos que combinan las ventajas de ambos métodos de osteosíntesis obviando sus inconvenientes

En los experimentos llevados a cabo en esta tesis, se ha elegido una fractura de la región posterior del cuerpo, donde la vascularización es terminal. Al comparar los dos sistemas, se pudo comprobar que las fuerzas de compresión sobre ambas

corticales, así como alrededor del tornillo, eran mucho menores cuando se aplicaban sistemas atornillados a la placa. En estos casos, las tensiones se concentraban en forma de bandas anchas, de escasa densidad, a lo largo de la punta o extremo terminal del tornillo, sin que apareciesen tensiones relacionadas con efectos de compresión en ambas corticales y a lo largo de toda la longitud del tornillo. Por tanto, la sobrecarga funcional de regiones a las que no es necesario someter a esfuerzos compresivos es mucho mayor en los sistemas convencionales. Por otro lado, el diseño y características de las placas tipo "lock" es tal que con una sola placa se consigue la misma fijación que con dos mini-placas convencionales sin que existan zonas comprometidas entre ellas. Aunque todavía no ha sido comprobado "in vivo", es de suponer que este sistema evitará el compromiso de la cortical externa durante la curación ósea y permitirá que se mantenga la morfología correcta de las estructuras a fijar sin que sea necesaria una perfecta adaptación y aposición de la placa al hueso, como era preciso en los sistemas convencionales. En estos últimos, si el implante no está perfectamente moldeado a la anatomía del hueso subyacente, se puede producir una pérdida primaria de la reducción por tracción del tornillo sobre el hueso. El aflojamiento de los tornillos se previene si quedan anclado al agujero de la placa como en estos sistemas "lock" o bloqueados. Además, en muchas ocasiones el moldeado de las placas es complejo y no se consigue perfectamente. En estos casos la tracción del hueso sobre la placa, adaptándose aquel a la forma de esta, puede traer consigo disoclusiones y alteraciones morfológicas en la mandíbula (194, 195, 196). Aunque los sistemas tipo "lock" se desarrollaron hace más de 30 años, su utilización en la práctica clínica no se ha popularizado hasta los últimos años, de manera que las primeras comparaciones entre ambos sistemas en la literatura máxilofacial se deben a Gutwald et al (197), quienes empleando galgas extensiométricas concluyeron que se obtenía mayor estabilidad con los sistemas "locking". Se trataba de estudios bidimensionales, de superficie, que en ningún momento fueron capaces de investigar la interfase hueso-implan-



te. En los últimos años, los sistemas "locking" se han ido perfeccionando hasta la aparición de placas pequeñas de 2 mm que ofrecen la misma, e incluso mayor estabilidad, que los sistemas de osteosíntesis convencionales (198). Es más, la fijación que ofrecen los sistemas tipos "locking", permite emplear una placa única para realizar la osteosíntesis de una determinada fractura mandibular, mientras que en el caso de emplear miniplacas convencionales, se deben emplear dos, una craneal y otra caudal para evitar la movilidad entre los fragmentos. Como se aprecia en la figura 94, la colocación de dos miniplacas supone la existencia de una zona de elevada concentración de tensiones entre ellas. Como ya se ha comentado, la excesiva compresión puede comprometer el éxito de la osteosíntesis.



*Figura 99.  
Esquema de sistema  
tipo locking de 2,0 mm.*

- El titanio es el material de osteosíntesis más empleado. Aunque se trata de un metal muy biocompatible, se han descrito cambios microscópicos y macroscópicos en los tejidos blandos e incluso en el hueso adyacente (199). Es razonable pensar que cuanto menor sea el tamaño del material empleado, estas complicaciones serán menores. Se decidió realizar fracturas de cuerpo mandibular, donde el espacio disponible para colocación de placas se encuentra bastante limitado por la presencia del trayecto y orificio de salida del nervio alveolar inferior, y se colocaron dos miniplacas de 2 mm.

en el lado derecho de cada mandíbula y una de 2 y otra de 1 mm en el lado izquierdo. La idea de emplear estos dos métodos de inmovilización surgió al evaluar diversos trabajos en la literatura en los que se demostraba que ambos sistemas presentaban la misma capacidad para soportar las cargas masticatorias máximas postoperatorias, así como la misma capacidad para soportar las fuerzas de torsión en los modelos experimentales (200, 201, 202). También en este ámbito, la foto-elasticidad bidimensional se ha empleado para comparar sus características, sin informar de claras ventajas entre ninguno de ellos (125). En el presente estudio se planteó evaluar en qué medida los elementos de diferente diámetro colocados en las posiciones indicadas, causaban diferentes distribuciones de tensiones. En los casos en que se emplearon dos miniplacas para tornillos de 2 mm, el patrón de tensiones demostraba una importante concentración de las mismas en forma de fuerzas de compresión alrededor del tornillo con zonas de refuerzo tensional en las corticales externa e interna. En los casos en los que la placa más caudal se sustituía por una más pequeña, para tornillos de 1 mm, la concentración de tensiones alrededor de esta última y el gradiente de tensiones en general a lo largo de todo el corte era menor. De los resultados obtenidos se infiere que cuanto menor es el diámetro de los tornillos empleados, también son menores las fuerzas de compresión y las tensiones generadas en la región del implante. El reto de experimentos futuros, será realizar ensayos a torsión y compresión para valorar el menor diámetro útil para conseguir fijación suficiente.

#### A. PAPEL DEL MÉTODO DE CONGELACIÓN DE TENSIONES Y FOTO-ELASTICIDAD EN EL FUTURO DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL SISTEMA.

A lo largo de este estudio, se ha podido apreciar como el sistema músculo-esquelético masticatorio es una estructura especializada en la que los músculos, articulaciones, huesos y dientes trabajan en una sinergia perfecta. El análisis de la biomecá-

nica de un sistema tan complejo requiere diversos métodos de acercamiento hasta encontrar el que se considere ideal. Ya desde el principio de esta tesis, se apuntó la dicotomía y a su vez la complementariedad entre modelos numéricos y experimentales.

Los primeros, que se basan fundamentalmente en el análisis de elementos finitos, pueden resultar útiles, pero como ya se discutió previamente, presentan ciertas limitaciones en relación con la interacción hueso-implante.

Parece ser que, en esta situación, los resultados de la aplicación de modelos matemáticos a la mecánica del sistema muscular masticatorio, deben completarse con métodos experimentales. Este hecho coincide con lo que ocurre en otros sistemas, como en estudios de la mecánica de la pelvis y la cadera, que han sido los más estudiados y en los cuales la experimentación es básica (158, 165, 203).

Como ya se ha comentado, los principales métodos experimentales biomecánicos son la extensometría y la foto-elasticidad.

La extensimetría es una técnica compleja y completa, pero sus limitaciones están en la incapacidad de determinar cargas y tensiones en el interior del espécimen limitándose a la superficie y sus deformaciones. En este ámbito, ha demostrado su incapacidad además su aplicación a una estructura de la complejidad de la mandíbula requeriría la realización de montajes complicados y poco reproducibles. Últimamente, han surgido ciertas evaluaciones in vivo sobre animales. Se requiere diseñar un sensor adecuado, acoplarlo a un sistema telemétrico apropiado y colocar los sensores en animales para evaluar su evolución.

Las ventajas de la foto-elasticidad, y en particular de la congelación de tensiones, se refieren a varios aspectos:

- Resinas epoxy. Los comportamientos de hueso real y de las copias poliméricas son muy parecidos respecto a la transferencia de cargas entre implante y hueso, lo que abre la puerta al empleo de copias de huesos fabricadas en esta resina homogénea e isotrópica.

- Como proporciona información de campo completo de las direcciones e intensidad de las tensiones principales permite conocer los requerimientos mecánicos de un segmento óseo (2, 105) y es la única técnica experimental que permite determinar en tres dimensiones el estado tensional de un componente (117).
- La congelación de tensiones permite que, aunque retiremos el componente o implante, las tensiones queden "memorizadas" para el estudio de la interfase o zona donde se produce la interacción del material protésico con su lecho receptor, de forma directa y en toda su extensión.
- El método tiene una gran sensibilidad, y proporciona una ingente cantidad de información, que puede interpretarse casi de forma intuitiva cuando se estudian los modelos en tres dimensiones mediante las secciones que obtenemos para caracterizar en mayor profundidad cada una de las áreas.

En definitiva, en la presente tesis se propone un modelo y método fiable para estudiar las características biomecánicas del sistema músculo-esquelético masticatorio en condiciones fisiológicas, así como para caracterizar las tensiones iniciales inducidas por la implantación de diferentes materiales protésicos en los modelos. Estos, a su vez, constituyen una réplica fiel de la realidad, y ofrecen un análisis cualitativo y semicuantitativo de las tensiones que actúan en el sistema. El modelo experimental aquí descrito es únicamente un intento de analizar la situación inicial y permite evaluar prospectivamente, por lo que los hallazgos que ofrece sirven como puntos de referencia para establecer comparaciones, aunque no se consideren absolutos.

En un futuro cercano, es deseable desarrollar más aplicaciones de este método que nos permitan analizar situaciones de carga más complejas, cuyo objetivo sea reproducir las condiciones de trabajo. De esta manera podemos analizar el comportamiento de los diferentes materiales en condiciones de carga cíclica. La dinamización del sistema depende de conseguir adaptar los mecanismos existentes de apertura y cierre para someterlos al proceso de congelación de tensiones.



# Resumen

Hablar, masticar y deglutir son acciones voluntarias que realizamos casi de forma inconsciente y que exigen que varios músculos y huesos funcionen correctamente y de forma coordinada.

Para su comprensión se ha recurrido a la biomecánica como ciencia que se ocupa del estudio de las fuerzas que rigen la motilidad de los seres vivos, así como sus efectos externos e internos.

La aplicación de la ingeniería mecánica para este propósito, presenta dos condicionantes:

- Las leyes de la mecánica se han formulado utilizando modelos y sistemas abstractos que no son fáciles de aplicar a los sistemas biológicos. El material óseo, en el que se insertan los músculos, y que recibe las cargas motrices, es definitivamente distinto a cualquier otro estudiado por la ingeniería mecánica.

- El análisis de tensiones mecánicas en el hueso es un problema de tal complejidad que requiere la utilización de dos vías conjuntas, la numérica y la experimental, que den una valoración exacta de lo que está ocurriendo.

La vía numérica la constituye el **método de los elementos finitos**, que ha adquirido una dimensión fundamental como ciencia básica para realizar análisis mecánicos funcionales. En el campo de la motricidad mandibular los modelos numéricos abstractos han mostrado limitaciones relacionadas con la dificultad para obtener estudios en tres dimensiones que analizasen la interacción entre hueso e implantes.

Para solucionar este problema se ha recurrido a la vía experimental, que requiere la elaboración de un modelo o simulador del sistema estudiado, para la aplicación de las técnicas elegidas, fundamentalmente extensiometría eléctrica y fotoelasticidad.

De las técnicas experimentales utilizadas para la determinación de tensiones, la **técnica fotoelástica** se ha utilizado ampliamente para el análisis de elementos

mecánicos que presentaban un alto grado de complejidad. Así, se ha empleado ampliamente para analizar la distribución de tensiones en el caso concreto del hueso.

La foto-elasticidad se basa en un fenómeno óptico denominado birrefringencia temporal. Cuando un material transparente, de características adecuadas, se somete a cargas mecánicas y se observa en un campo de luz polarizada, aparecen unos espectros de franjas, llamadas isocromáticas, que están directamente relacionados con el estado tensional. Así, para estudiar una estructura, se hace un modelo a escala de la misma en material transparente, se aplica un estado de cargas proporcional al original, y el estado tensional deducido del análisis de las isocromáticas se extrapola a la pieza original mediante las correspondientes fórmulas óptico-tensionales y de semejanza. El método foto-elástico es el único válido para determinar en tres dimensiones el estado tensional de un componente, y se ha descubierto como ideal para estudios de tensiones en diferentes sistemas musculoesqueléticos.

Los objetivos generales de esta tesis eran:

- Poner en marcha una réplica o modelo del sistema músculo-esquelético masticatorio que permita llevar a cabo ensayos experimentales acerca del comportamiento biomecánico de dicho sistema al aplicarle las tensiones que se producen en el desarrollo de su actividad, tanto en circunstancias normales como en ciertos acontecimientos patológicos.
- Aplicar y, en su caso, corroborar la utilidad del método foto-elástico para el análisis de las tensiones aplicadas al sistema.

Para alcanzar estos objetivos principales se plantearon los siguientes objetivos específicos:

- Elaboración de modelos de la mandíbula y cráneo en resina epoxy
- Elaboración de un sistema fiable para aplicación de cargas, réplica de las cargas musculares, sobre los modelos de estudio.

- Aplicación del método de congelación de tensiones para el estudio tridimensional de las tensiones a las que se somete el sistema en diversas situaciones.

Para el estudio foto-elástico se elaboraron prototipos mandibulares en resina epoxy que articulaban con una estructura fija de escayola que reproducía la función de maxilar y cráneo óseo.

Los prototipos mandibulares se obtuvieron partiendo de una mandíbula modelo de adulto sano, con dentición permanente completa, a partir del cual se manufacturaron replicas en resina. Para ello se sumergió el modelo en un baño de silicona autopolimerizable que reproducía fielmente el tamaño, forma y contorno mandibular, y se rellenó mediante inyección sucesiva de los componentes de la resina epoxy que polimerizaron dando lugar a múltiples réplicas de la mandíbula. La elección de la resina epoxy se debió a sus propiedades ópticas y mecánicas (rigidez y resistencia similares al tejido óseo).

La réplica de la musculatura masticatoria se realizó aplicando tornillos, ganchos y adhesivo en los lugares inserción muscular para sostener elásticos, que traccionasen con una fuerza similar a las conocidas para la musculatura masticatoria en diversas posiciones.

En el caso concreto del sistema esquelético masticatorio, estudiamos la situación tensional en rodajas de la zona dentada mandibular (sínfisis, cuerpo y ángulo) tras la aplicación de determinadas cargas, y su perpetuación mediante el método de congelación de tensiones. Las posiciones de estudio fueron:

- Fisiológicas. Para conocer la distribución de cargas en mandíbulas sanas.
  - Posición 1: control sin cargas
  - Posición 2: Boca abierta
  - Posición 3: Boca cerrada
- Patológicas.



- Posición 4: Boca cerrada con bloqueo intermaxilar elástico. Para observar el efecto de la inmovilización sobre el hueso
- Posición 5: Fracturas de cuerpo mandibular, fijadas con diferentes materiales de osteosíntesis para estudiar la interacción hueso-implante.

Para la valoración de las tensiones se aplicaron filtros polarizadores de tipo circular, antes de la fuente de luz blanca, entre esta luz y el objeto de estudio, y otro entre objeto y receptor.

Con ellos se obtuvieron mapas en los que áreas de diferente tensión se visualizaron en forma de bandas, isocromáticas, en una sucesión de colores diferentes según su estado tensional.

El modelo o simulador así desarrollado, ofrece la posibilidad de un estudio biomecánico en el que la forma y función de los sistemas sea lo más análoga posible a la anatomía y fisiología de los aparatos vivos, gracias a que:

- Utiliza réplicas óseas exactas 1:1 de las estructuras óseas.
- Aplica los puntos anatómicos precisos de inserción muscular.
- Y emplea materiales elásticos para remedar las cargas musculares.

La técnica experimental elegida, el estudio foto-elástico tras la congelación de tensiones, ha permitido evaluar la distribución de las mismas en situaciones fisiológicas (boca abierta y cerrada) y patológicas (cerclado mandibular y osteosíntesis).

En las primeras ha demostrado como las trayectorias superficiales o corticales de tensión, tienen una importante repercusión en la medular mandibular; mientras que en las segundas, ha ofrecido información de gran interés por su posible repercusión clínica, acerca de las repercusiones nocivas de la inmovilización y la interacción entre hueso e implante.

De esta forma, la foto-elasticidad, al proporcionar información de campo completo de las direcciones e intensidad de las tensiones principales, ha mostrado su superioridad sobre otros métodos experimentales como la extensiometría, que no

proporciona información con respecto a la transferencia de cargas entre implante y hueso, dando solamente información puntual superficial en la zona del implante de la galga.

En definitiva, en la presente tesis se propone un modelo y método fiable para estudiar las características biomecánicas del sistema músculo-esquelético masticatorio en condiciones fisiológicas, así como para caracterizar las tensiones iniciales inducidas por la implantación de diferentes materiales protésicos en los modelos. Estos, a su vez, constituyen una réplica fiel de la realidad y ofrecen un análisis cualitativo y semicuantitativo de las tensiones que actúan en el sistema.

En un futuro cercano, es deseable desarrollar más aplicaciones de este método que nos permitan analizar situaciones de carga más complejas, cuyo objetivo sea reproducir las condiciones de trabajo.

# Conclusiones

1. La aplicación de la ingeniería mecánica para el estudio de la distribución de tensiones en el sistema músculo-esquelético masticatorio requiere el empleo de métodos experimentales.
2. Para experimentar es necesario diseñar un simulador del sistema músculo-esquelético que sea objeto de estudio.
3. Las ventajas del simulador del sistema músculo-esquelético masticatorio aquí presentado son:
  - Utiliza réplicas óseas exactas 1:1 de las estructuras óseas.
  - Aplica los puntos anatómicos precisos de inserción muscular.
  - Emplea materiales elásticos para remedar las cargas musculares.
4. La fotoelasticidad, y en particular la técnica de congelación de tensiones, es el único método experimental que permite realizar un estudio en tres dimensiones de la distribución de tensiones en la mandíbula en condiciones fisiológicas y patológicas.
5. El método de congelación de tensiones es la técnica experimental de elección para el estudio de las tensiones producidas en la interfaz que se establece entre material de osteosíntesis y lecho de implantación.
6. Las bandas o trayectorias de tensión debidas a la aplicación de las acciones musculares de elevación y depresión se distribuyen siguiendo unas direcciones determinadas a lo largo de la cortical y la medular mandibular.
7. Los sistemas de bloqueo intermaxilar empleados en el tratamiento de las fracturas de mandíbula provocan una situación de sobrecarga tensional en las piezas dentarias y el espesor total del hueso alveolar.
8. Los sistemas de osteosíntesis tipo "locking", atornillados a la placa, provocan una menor concentración de tensiones en la interfaz implante-lecho receptor que los sistemas convencionales, que comprimen las placas contra el hueso.



# Bibliografía

1. **Jackson IT, Somers PC, Kjar JG.** The use of Champy miniplates for osteosynthesis in craniofacial deformities and trauma. *Plast Reconstruc Surg.* 1986; 77: 729- 36.
2. **Asundi A., Kishen A.** Stress distribution in dento-alveolar system using digital photoelasticity. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H. J. Eng Med.* 2000; 214 (H6): 659- 67.
3. **Proubasta I., Gil J., Planell J.A.** Fundamentos físicos de la biomecánica del aparato locomotor. Madrid. Ediciones Ergon, S.A. 2002.
4. **Velayos J.L., Santana H.D.** "Anatomía de la cabeza con enfoque odontostomatológico". 3ª Edición. Editorial Médica Panamericana. Madrid, 2001.
5. **Jiang T., Ai M.** In vivo mandibular elastic deformation during clenching on pivots. *J. Oral Rehab.* 2002; 29:201-8.
6. **Ralph JP, Caputo AA.** Analysis of stress patterns in the human mandible. *J Dental Res.* 1975; 54:814-21.
7. **Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP.** Stress transfer to the mandible during anterior guidance and group function eccentric movements. *J Prosthetic Dentistry.* 1979; 41:35-9.
8. **Roesler H.** The history of some fundamentals concepts in bone biomechanics. 1987; *J Biomechanics.* 20: 1025- 34.
9. **Brown Th D., Pedersen DR, Gray ML, Brand RA, Rubin CT.** Toward an identification of mechanical parameters initiating periosteal remodeling. A combined experimental and analytic approach. *J Biomechanics.* 1990; 23: 893- 905.
10. **Cappello A, Viceconti M, Nanni F, Catania G.** Global asymptotic stability of bone remodelling theories: a new approach based on non-linear dynamical systems anlysis. *J Biomechanics.* 1998; 31: 289- 94

11. **Carter DR.** Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomechanics*. 1987; 20: 1095-1109.
12. **Carter DR, Hayes WC.** Bone compressive strength: the influence of density and strain rate. *Science*. 1976; 194: 1174-5.
13. **Fyhrie DP, Schaffler MB.** The adaptation of bone apparent density to applied load. *J Biomechanics*. 1995; 28: 135- 46.
14. **Hart RT.** A theoretical study of the influence of bone maturation rate on surface remodelling predictions. Idealized models. *J Biomechanics*. 1990; 21: 269-75.
15. **Jacobs CH. R, Levenston ME, Beaupré GS, Simo JC, Carter DR.** Numerical instabilities in bone remodelling simulations: the advantages of a node -based finite element approach. 1995; *J Biomechanics*; 28: 449-59.
16. **Misra JC, Samanta S.** Effect of material damping on bone remodeling. *J Biomechanics*. 1987; 20: 241- 9.
17. **Mullender MG, Huiskes R, Weinans H.** A physiological approach to the simulation of bone remodeling as a self-organized control process. *J Biomechanics*. 1994; 27:1389- 94.
18. **Prendergast PJ, Taylor D.** Prediction of bone adptation using damage accumulation. *J Biomechanics*. 1994; 14: 499-505, 1994.
19. **Weinans H, Huiskes R, Grootenboer HJ.** The behaviour of adaptative bone-remodeling simulation models. *J Biomechanics*. 1992; 25: 1425-41.
20. **Bertini G, Calderale PM, Dettoni A, Gallinaro P, Lorenzi GI.** Cortical bone changes after hip replacement: radiograhic study. *Acta Orthop Belga*. 1980; 46: 735-55.
21. **Keaveny TM,** Mechanical cosequences of bone ingrowth in a hip prosthesis inserted without cement. *J Bone Joint Surg*. 1995; 77-A:911-23.

22. **Levenston ME, Beaupré GS, Schurman DJ, Carter DR.** Computer simulations of stress-related bone remodeling around non-cemented acetabular components. *J Arthroplasty.* 1993; 8: 595- 605.
23. **Rakotomanana L.R., Terrier A, Leyvraz PF.** Anisotropic bone adaptation models.: application to orthopedic implants. En "Computer Methods in Biomechanics an Biomedical Enginnering". London. Gordon and Breach. 1996.
24. **Van Rietbergen. B, Huiskes R., Weinam H, Sumner DR, Turner TM, Galante OJ.** The mechanics of bone remodeling and resorption around press-fitted systems. *J Biomechaics.*1993; 26: 369- 82.
25. **Weinans H, Huiskes R, Grootenboer H.J.** Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-be interfases. *J Biomechanics.* 1993; 26: 1271-81.
26. **Caputo AA, Standlee JP.** Biomechanics in clinical dentistry. Chicago. Quintessence Publishing Co. 1987.
27. **Shillenburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE.** Planificación del tratamiento para la sustitución de dientes ausentes. En: Fundamentos de Prostodoncia fija. Barcelona. Quintessence Publislung Co. 2000.
28. **Alexandridis C, Caputo AA, Thanos CE.** Distribution of stresses in the human skull. *J Oral Rehabil.* 1985. 12: 499-507.
29. **Lemons JE.** Biomechanical and biomaterial considerations of root-form dental implants. En: McNeill CH. Science and Practice on Occlusion. Chicago. Quintessence. 1997.
30. **Alexandridis C, Caputo AA, Eliades GC.** Functional stress modification after high condylectomy surgery. *J Oral Rehabil.* 1991. 18:317-326.
31. **Goldfogel MH, Lambert RL:** Cantilever fixed prosthesis replacing the maxillary lateral incisor: Design consideration. *J Prosthetic Dentistry* 1985; 54:477-8.



32. **Hylander WL., Johnson KR.** In vivo bone strain patterns in the craniofacial region of primates. En: McNeill CH. Science and Practice of Occlusion. Chicago. Quintessence. 1997.
33. **Gysi A.** Study of the leverage problem of the mandible. Dental Digest. 1921; 27: 144- 203.
34. **Seipel CM.** Trajectories of the jaws. Acta Odontol Scand . 1948; 8: 81- 191.
35. **Bidez MW, Misch CE.** Clinical biomechanics. En: Contemporary Implant dentistry. St. Louis. Mosby Co. 1993.
36. **Courn SC.** "Wolt's law of trabecular architechture at remodelling equilibrium". J Biomechan Eng. 1986. 108, 83-88.
37. **Walkhoff O.** Der menschliche Unterkiefer im Lichte der Entwicklungsmechanik. Dtsch Mschr Zahnheilk. 1962; 18: 529- 38.
38. **Benninghoff A.** Die Archicktur der kiefer. Berlin. Paradentium: 1934.
39. **Pauwels F.** Ubre die gestaltende Winkung der funktionellen Annpassung des Knochens. Anat Anz. 1936; 139: 213- 20.
40. **Motsch A.** Besitzt der menschliche Unterkiefer einer Trajektorielle Stuktur. Dtsch Zahnärztl Z. 1968; 23: 1381- 87.
41. **Küppers K.** Analyse der funktionellen Struktur des menschlichen Unterkiefers. Ergeb Anat Entwicklungsgesch Vol. 44, Berlin: Springer, 1971.
42. **Cowin SC, Hart RT.** Errors in the orientation of the principal stress axes if bone tissue is modeled as isotropic. J Biomechanics. 1990; 23:349-52.
43. **Llombart D.** Determinación de los efectos de las interferencias oclusales sobre los cóndilos y su cuantificación mediante análisis estructural. Tesis Doctoral. Universidad de Barcelona 1990.

44. **Kubein D, Jähnig A:** Zur Biomechanik des menschlichen Kiefergelenkes. Dtsch Zahnärztl Z. 1983; 38: 32- 9.
45. **Standlee JP, Caputo AA, Ralph JP.** The condyle as a stress-distributing component of the temporomandibular joint. J Oral Rehabil. 1981; 8:391-400.
46. **Rice JC, Cowin SC, Bowman JA.** On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. J Biomechanics 1988; 21:155-68.
47. **Meyer C, Kahn JL, Boutemi P, Wilk A.** Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. J Craniomaxillofac Surg. 2002; 30: 160-9.
48. **Champy M, Lodde JP.** Synthèses mandibulaires. Localisation de synthèse en fonction des contraintes mandibulaires. Rev Stomatol Chir Maxilo-facial. 1976; 77: 971- 6.
49. **Throckmorton GS, Dechow PC.** In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible. Arch Oral Biol. 1994; 39: 853- 67.
50. **Trainor PG, Mc Lachlan KR, Mc Call WD.** Modelling the forces in the human masticatory system with optimisation of the angulation of the joint loads. J Biomechanics. 1995; 28: 829-43.
51. **Osborn JW, Baragar FA.** Predicted pattern of of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model : Symmetric vertical bite forces. J Biomechanics. 1985; 18: 599- 612.
52. **Schumacher GH.** Funktionelle morphologie der Kaumuskulatur. Jena. Germany. VEB Gustav Fischer Verlag. 1961.
53. **Bates JF, Satfford GD, Harrison A.** Masticatory function. A review of the literature III. Masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabil. 1976; 3: 57-67.

54. **Zarb GA, Mohl MD, MacKay HF.** Deglutition, Respiration, and Speech. En Mohl ND, Zarb GA, Carlsson GE, Rugh JD. A textbook of occlusion. Chicago. Quintessence Publishing Co. 1988.
55. **Ellis III. E, Carlson D.S.** The effects of mandibular immobilization on the masticatory system. A review. Clin Plastic Surg. 1989. 16(1): 133- 146.
56. **Jokl P, Konstadt S.** The effect of limb immobilization on muscle function and protein composition. Clin Orthopaedics. 1983. 174: 222 –9.
57. **Ely L.W, Mensor M.C.** Studies on the immobilization of normal joints.Surg Gynecol Obstet. 1933. 57:212. 1933.
58. **Evans E.B., Eggers G.W.N., Butler J.K.et al .** Experimental immobilization and remobilization of rat Knee.joints. J Bone Joint Surg. 1960. 42-A:737. 1960.
59. **Ginsberg JM, Eyring EJ, Curtis PH Jr.** Continuous compresión of rabbit articular cartilage producing loss of hydroxyproline before loss of hexosamine. J Bone Joint Surg. 1969. 51-A:467-74.
60. **Hall M.C.** Cartilage changes after experimental immobilization of the Knee joint of the young rat. J Bone Joint Surg. 1963. 45-A:36-43.
61. **Salter RB, Field P.** The effects of continuos compresión on living articular cartilage. An experimental investigation. J Bone Joint Surg. 1960; 42-A:31.
62. **Thaxter TH, Mann RA, Anderson CE.** Degeneration of immobilized Knee joints in rats. Histological and autradiographic study. J Bone Joint Surg. 1965; 47-A:567-85.
63. **Trias A:** Effect of persistent pressure on the articular cartilage. An experimental study. J Bone Joint Surg. 1965;. 43-B: 376.
64. **Carlson DS, Mc Namara JA Jr, Graber LW et al.** Experimental studies in growth and adaptation of TMJ. In Irbi WB (ed): Current advances in Oral Surgery, Vol III. St. Louis, C.W. Mosby, 1980, pp 20- 36.

65. **Glineburg RW, Laskin DM, Blaustein DI.** The effects of immobilization on the primate temporomandibular joint. A histological and histochemical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1982. 40:3- 8.
66. **Lydiatt DD, Davis LF:** The effects of immobilization on the rabbit temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985. 43:188-93.
67. **Aragon SB, Van Sickels JE, Dolwick MF.** The effects of orthognatic surgery on mandibular range of motion. *J Oral Maxillofac Surg.* 1985; 43: 938-43.
68. **Storum KA, Bell WH.** Hypomobility after maxillary and mandibular osteotomies. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Endodontics.* 1984; 57: 7- 12.
69. **Storum KA, Bell WH.:** The effect of physical rehabilitation on mandibular function after ramus osteotomies. *J Oral Maxillofac Surg.* 1986; 44: 94-9.
70. **Muller M, Allgower M, Willenegger H.** Technique of internal fixation of fractures. Berlin: Springer-Verlag. 1965.
71. **Bredbenner TL, Haug RH.** Substitutes for human cadaveric bone in maxillofacial rigid fixation research. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodonthics.* 2000; 90: 574-80.
72. **Chull Kim H., Essaki S, Kameyama T, Yamamoto K.** Photoelastic análisis of internal screw fixation after sogital split ramus osteotomy. *J Cranio Maxillofac Surg.* 1993. 21:266-70.
73. **Rudman RA, Roshental SC, Shen C, Ruskin JD, Ifju PG.** Photoelastic analysis of miniplate osteosynthesis for mandibular angle fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodonthics.* 1997; 84: 129- 36.
74. **Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D.** Mandibular osteosyntheshis by miniature screwed plates via a bucal approach. *J Maxillofac Surg.* 1978; 6:14- 21.



75. **V. Baldini.** Galileismo e politica: il caso borelliano. *Annali dell'Istituto e Museo de Storia de Firenze*. Vol. 3. 1978.
76. **Cannon JT, Dostrovskys.** The evolution of dynamics: vibration theory from 1687 to 1742. Lippincot Co. New York. 1987.
77. **Fischer W, Fischer O.** The human gait (origin published, 1895-1904). 1987. Berlin Springer Verlag. 1987.
78. **Pauwells F.** Biomechanics of the locomoter apparatus. New York. Springer Verlag. 1980.
79. **Wolf J.** Das Gastetz Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald. 1892.
80. **Burstein AH, Zika JM, Heiple KG, Klein L.** Contribution of collagen and mineral to elastic plastic properties of bone. *J Bone Joint Surg*. 1975; 57:956-61.
81. **Mow VC.** Basic Orthopaedic Biomechanics. New York. Raven Press 1991.
82. **Huiskes R.** A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: the first decade. *J Biomechanics*. 1983; 16: 385- 409.
83. **Verdonschot N.** The effects of cement-stem debonding in THA on the long term failure probability of cement. *J Biomechanics*. 1997; 30: 795- 802.
84. **Carter DR, Fyrhie DP, Whalen RT.** Trabecular bone density and loading history: Regulation nof connective tissue biology y mechanical energy. *J Biomechanics*. 1987; 20: 785- 94.
85. **Carter DR, Orr TE, Fyrhie DP.** Relationships between loading history and femoral cancellous bone architecture. *J Biomechanics*. 1989; 22: 231-44.
86. **Cowin SC, Mehrabadi MM.** Identification of the elastic symmetry of bone and other materials. *J Biomechanics*. 1996; 22: 503-15.
87. **Fyhrie DP, Carter DR.** Femoral head apparent density distribution predicted from bone stresses. *J Biomechanics*. 1990; 23: 1- 10.

88. **Rincón Rincón E.** "Análisis híbrido numérico experimental de la distribución de tensiones mecánicas en huesos aplicado al estudio biomecánico de la cadera". Tesis Doctoral. ETSII. Universidad Politécnica de Madrid. 2000.
89. **Whalen RT, Carter Dr, Steele CR.** Influence of physical activity on the regulation of bone density. *J Biomechanics*. 1988; 21: 825- 37.
90. **Ferré JC, Barbin J.Y., Helary J.L., Lumineau J.P.** Le système de suspension de la mandibule: aproche biomécanique. *Orthodontie Francaise*. 1983; 54: 589- 604.
91. **Korioth TWP, Hannam AG.** Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dental Res*. 1994; 73: 56- 64.
92. **Tanne K, Matsubara S, Sakuda M.** Location of the centre of resistance for the nasomaxillary complex studied in a three-dimensional finite element model. *Br J Orthodontics*. 1995; 22: 227- 32
93. **Durelli AJ.** The difficult choice: evaluation of the methods used to determine experimentally displacements, strain and stresses. *Appl Mechanical Rev*. 1977. 30:9.
94. **Cochram GVB.** Implantation of strain gauges in vivo. *J Biomechanics*. 1972; 4: 119-23.
95. **Lanyon LE.** The measurement of bone strain in vivo. *Acta Orthopaed Belga*. 1976; 42(suppl1): 98- 108.
96. **Taylor SJG, Perry Meswania JM, Donaldson N, Walker PS, Cannon SR.** Telemetry of forces from proximal femoral replacements and relevance to fixation. *J Biomechanics*. 1997; 30: 225- 34.
97. **Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A.** Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomechanics*. 1996; 29: 525- 35.

98. **Engelhardt A, Grell H, Roerle H, Scholten R, Just D.** Comparative biomechanical examinations of conventional implants and of hip joint implant without cement fixation. *Acta Orthopaed Belga*. 1980; 46: 742- 53.
99. **Huggler AH, Schreiber A, Dietschi C, Jacob H.** Experimentelle Untersuchungen ubre das Deformationsverhalten des Hüftazetabulums unter Belastung. *Z Orthopaedics*. 1974; 112: 44- 50.
100. **Escuín Henar T.** Estudio biomecánico para la utilización de nuevos materiales en Prótesis Implanto-soportadas. Trabajo Original para optar a la Cátedra de Prótesis Dental de la Facultad de Odontología de la Universidad de Barcelona. 2002.
101. **Carslaw HS, Jaeger JC.** Conduction of heat in solids, 2nd ed. Oxford. England. Oxford University Press. 1990.
102. **Graichen F, Bergman G, Rohlmann A.** Hip joint forces during walking and running, measured in two patients. *J Biomechanics*. 1993; 26: 969-90.
103. **Barone S, Patterson EA.** Full-field separation of principal stresses by combined thermo and photoelasticity. *Exp Mechanics*. 1996; 36: 318-24.
104. **Pacey MN, Haake SJ, Patterson EA.** A novel instrument for automated principal strain separation in reflection photoelasticity. *J Testing Evaluation*. 2000; 28: 229- 35.
105. **Bogod OV.** Use of polarizable-optical method for investigation of stress-deformity of the bone. *Sudebno-Meditsinkaia Ekspertiza*. 1991; 34: 11-3.
106. **Delgado Martín AD.** "Influencia de la Vitamina D en la consolidación de fracturas en ratas ancianas". Tesis doctoral. Facultad de Medicina U.A.M. 1995.
107. **Ros A.** Análisis de la distribución de tensiones mecánicas en huesos mediante la técnica del recubrimiento fotoelástico. *Actas del X Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica*. Madrid, 1992.

108. **Walker PS, Robertson DD.** Design and fabrication of cementless hip stems. *Clin Orthop Related Res.* 1988; 235:25- 34.
109. **Meyer C, Kahn JL, Boutemy P, Wilk A.** Determination of the external forces applied to the mandible during various static chewing tasks. *J Cranio Maxillofac Surg.* 1998; 26: 331- 41.
110. **Meyer C, Kahn JL, Lambert A., Boutemy P, Wilk A.** Development of a static mandibular simulator. *J Cranio Maxillofac Surg.* 2000; 28: 278- 86.
111. **Fessler H.** Load distribution in a model of the hip joint. *J Bone Joint Surg.* 1957; 39-B: 145-53.
112. **Ruszkowski I, Muftic O.** Biomechanische Erklärung der Etiopathogenesis von Knochenposition am Hals des Femur bei Coxarthrose. *Acta Orthop Unfallchirurgie.* 1972; 73: 80-8.
113. **Jensen S.** A photoelastic study of a model of the proximal femur. *Acta Orthop Scand.* 1978; 49: 54- 9.
114. **Koch JC.** The laws of bone architecture *Am J of Anat.* 1917; 21: 177- 298.
115. **Wolma M.** Polymer materials in practical uses for photoelasticity. *Optical Eng.* 1995; 34: 3427- 32.
116. **Chen TY** Digital photoelasticity. *Photo-Mechanics.* 2000; 77: 197- 232.
117. **Patterson EA, Ji W, Wang ZF.** On image analysis for birefringence measurements in photoelasticity. *Optics Lasers Eng.* 1997; 28: 17- 36.
118. **Yamamoto K, Hirokawa S, Kawada T.** Strain distribution in the ligament using photoelasticity. A direct application to the human ACL. *Med Eng Phys.* 1998; 20: 161- 8.



119. **Ihn JC, Ahn MW, Kim DM.** Orthopaedic surgery in Korea: Photoelastic analysis of stress distribution on the tibiofemoral joint after meniscectomy. *Orthopedics*. 1992; 15: 1445- 50.
120. **Nakawaga H, Eng D, Inuma K.** Photoelasticity study of feet in Down síndrome. *No To Hattatsu*. 1991; 23: 435- 9.
121. **Ni C, Dai RK.** A photoelastic study of calcar femorale. *Chin J Biomed Eng*. 1990; 9: 32- 41.
122. **Arai E, Matsumoto M, Takaiwa H, Maruo S.** Biomechanical behaviour of the posterior elements of the lumbar spine under loading. A study of stress analysis by means of three dimensional photoelastic experiments. *J Jap Orthop Ass*. 1985; 59: 853- 63.
123. **Ralph JP.** Photoelastic studies in the edentulous human mandible. *J Dentistry*. 1975; 3: 9- 14.
124. **Shetty V, Caputo AA.** Biomechanical validation of the solitary lag screw technique for reducing mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*. 1992; 50: 603-.7.
125. **Karasz I, Korondi L, Szabo G.** Photoelastic stress analysis in mandibular osteosynthesis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1986; 15: 259- 62.
126. **Niederdelman H, Schilli .W, Ewers R., Akuamo-Boateng E.** Photoelastic behaviour of osteosynthesis plates with different arrangement of screw holes for mandibular fractures. *Int J Oral Surg*. 1975; 4: 27- 31.
127. **Ewers R, Harle F.** Experimental and clinical results of new advances in the treatment of facial trauma. *Plast Reconstruc Surg*. 1985; 75: 25- 31.
128. **Ewers R, Schilli W.** Photoelastic experiment on the implantation of a bone graft into the mandible with stable compresión osteosynthesis. *Int J Oral Surg*. 1979; 8: 462- 6.21.

129. **Williams BR, Caputo AA, Sanders B.** Photoelastic stress analysis of hemimandibulectomy bone reconstruction devices. *Oral Surg.* 1981; 52: 339- 47.
130. **Lehman ML.** Stress distribution in bone: A study of Benninghoff trajectories of the facial skeleton. In: Schumacher GH, Editor. *Morphology of the maxillo-mandibular apparatus.* Leipzig:Thieme; 1972: 187- 92.
131. **Shetty V, Mendoca Caridad J, Caputo AA, Chaconas SJ.** Biomechanical rationale for surgical orthodontic expansion of the adult maxilla. *J Oral Maxillofac Surg.* 1994; 52: 742- 9.
132. **Hart RT, Hennebel VV, Thongpedra N, Van Buskirk WC, Anderson C.** Modelling the biomechanics of the mandible. A three dimensional finite element study. *J Biomechanics.* 1992; 25: 261- 86.
133. **Hight TK, Nagel DA, Piziali RL.** A detailed structural analysis of the human tibia. *ASME Applied Mechanical Division.* 1975; 10: 97-99.
134. **Piziali RL, Hight TK, Nagel DA.** An extended structural analysis of long bones- Application to human tibia. *J Biomechanics.* 1976; 9: 965- 701.
135. **Piziali RL.** Geometric properties of human long bones. *J Biomechanics.* 1980; 13: 881-5.
136. **Minns RJ, Bremble GR, Campbell J.** The geometrical properties of the human tibia. *J Biomechanics.* 1975; 8: 253-5.
137. **Hayes WC, Swenson LW Jr., Schurmann DJ.** Axisymmetric finite element analysis of the lateral tibia plateau. *J Biomechanics.* 1978. 11: 21- 33.
138. **Stein ID, Granik G.** The human tibia: a simplified method of radiographic analysis of its cross section with anthropometric correlations. *Annals Biomed Eng.* 1979; 7: 103- 16.

139. **Askiew LM, Lewis JL.** Analysis of model variables and fixation post length effects on stresses around a prosthesis in the proximal tibia. *J Biomech Eng.* 1981; 103: 239- 45.
140. **Lewis JL.** Stress analysis of some failures of Knee prostheses by finite elements. *Trans Orthop Res Soc.* 1977; 2: 55.
141. **Lengsfeld M, Kaminsky J, Merz B, Franke RP.** Sensitivity of femoral strain pattern analysis to resultant and muscle forces at the hip joint. *Med Eng Phys.* 1996; 18:70- 78.
142. **Taylor ME, Tanner KE, Freeman MAR, Yettram AL.** Stress and strain distribution within the intact fémur: compresión or bending?. *Med Eng Phys.* 1996;18: 122-31.
143. **Angle EH.** Some studies in occlusion. *Angle Orthodontics.* 1968. 38: 79- 81.
144. **Pruim GJ, Tenbosch JJ, De Jongh HJ.** Jaw muscle EMG-activity and static loading of the mandible. *J Biomechanics.* 1978; 11: 389- 95.
145. **Carlsöö S.** An electromyographic study of the activity and a anatomic analysis of the mechanics of lateral pterygoid muscle. *Acta Anat (Basel).* 1956; 26: 339-51.
146. **Mc Namara JA.** The independent functions of the two heads of the lateral pterygoid muscles. *Am J Anat.* 1973; 138: 197- 205.
147. **Mainland D, Hiltz JE.** Forces exerted on the human mandible by the muscles of mastication. *J Dental Res.* 1934; 14: 107- 24.
148. **Van Eijden TM, Blanskma NG, Brugman P.** Amplitude and timing of EMG activity in the human masseter muscle during selected motor tasks. *J Dental Res.* 1993; 72: 599-606.
149. **Pruim GJ, De Jongh HJ, Tenbosch JJ.** Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomechanics.* 1980; 13: 755- 63.

150. **Daily JW, Riley WF.** Experimental stress analysis. Second Edition. 1978. Ed. Mc. Graw Hill.
151. **Martínez Ruiz F.** Biomecánica de la columna vertebral y sus implantes. El hueso y el cartílago. Pag. 49-68. Fondo Editorial FIS. 1992.
152. **Rudderman RH, Mullen RL.** Biomechanics of the facial skeleton . Clinics in Plastic Surgery. 1992; 19:11- 29.
153. **Vollmer D, Meyer U, Joos U, Végh A, Piffko J.** Experimental and finite element study of the human mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2000; 28: 91- 6.
154. **Daegling DJ, Hylander WL.** Experimental observation, theoretical models and biomechanical inference in the study of mandibular form. Am J Phys. Anthropol. 2000; 112: 541-551.
155. **McLoughlin SW.** Computer and model methods for the biomechanical analysis of mandibular bone and prosthodontic devices. Ph. D. Thesis. Universidad de Alabama. Birmingham. 1994.
156. **Meyer U, Vollmer D, Benthous S, Felczegi E, Joos U, Piffko .** Experimentelle un Finite-Ellement-Analyse der Biomechanik des Unterkiefers unter Belastung. Mund-Kiefer-Gesichtschir. 2000; 4: 14-20.
157. **Gómez García E.** Efecto del factor de crecimiento fibroblástico ácido (aFGF) en las etapas iniciales de integración de implantes dentales. Tesis doctoral. Universidad Autónoma de Madrid. 2003.
158. **Claramunt Alonso R.** Efectos sobre el material óseo de la artroplastia total de Cadera. Técnicas de análisis biomecánico aplicables a la evaluación de su fiabilidad. Tesis Doctoral. ETSII. Universidad Politécnica de Madrid. 2003.
159. **Itoh T., Chaconas S.J., Caputo A.A., Matyas J.** Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. Am J Orthodontics. 1985; 88: 117- 124.



160. **Champy M, Lodde JP, Jaeger J, Wilk A.** Ostéosynthèses. Mandibulaires selon la technique de Michelet. Bases biomécaniques. Rev Stomatol Chir Maxillofac. 1976; 77: 569- 76.
161. **Rho JY.** Mechanical properties of human cortical and cancellous bone (dissertation). Dallas (TX): University of Texas Southwestern Medical Center; 1991.
162. **Currey JD, Brear K, Zioupos P, Reilly GC.** Effect of formaldehyde fixation on some mechanical properties of bovine bone. Biomaterials. 1995;16: 1267- 71.
163. **Hammer AJ, Strachan JR, Black MM, Ibbotson CJ, Stockley I, Elson RA.** Biomechanical properties of cortical allograft bone using a new method of bone strength measurement. A comparison of fresh, fresh-frozen and irradiated bone. J Bone Joint Surg. 1996; 78-B:363-8.
164. **Haug RH, Nuveen EJ, Barber JF.** An in vitro evaluation of distractors used for osteogenesis Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol and Endodonthics. 1998;86: 648- 59.
165. **León Garrigosa A.** Seguimiento clínico radiológico de cotilos recubiertos de hidroxiapatita. Determinación de tensiones iniciales mediante foto-elasticidad después de la implantación en un modelo de resina epoxy. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina. Universidad de Salamanca. 2003.
166. **Ramesh K, Kumar M.A., Dhande S.G.** Fusion of digital photoelasticity, rapid prototyping and rapid tooling technologies. ExpTechniques. 1999; 23: 36- 8.
167. **Holm N.J.** The development of a two dimensional stress-optical model of the os coxae. Acta Othopaedi Scandi. 1981; 135-43.
168. **Burguete R.L., Patterson E. A.** Comparison of numerical and experimental analyses for contact problems under normal and tangential loads. Proceedings of the institution of Mechanical Engineers Part G. J Aerospace Engi, 2001; 215 (G2): 113-23.

169. **Pezzoli M, Rosetto M, Calderale PM.** Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosth Dentistry.* 1986; 56:329-37.
170. **Kody M.H., Kabo J.M., Markolf K.L., Dorey F.J., Amstutz H.C.** Strength of initial mechanical fixation of screw ring acetabular components. *Clin Orthop Related Res.* 1990; 257: 146- 53.
171. **Ries M.D., Harbaugh M., Shea J., Lambert R.** Effect of cementless acetabular cup geometry on strain distribution and press fit stability. *J Arthroplasty,* 1997; 334: 276- 281.
172. **Bianchi R, Clerici P, Vizzotto L., Miani A.** Development of a method for quantitative stress analysis in bones by three dimensional photoelasticity. *Anat Rec.* 1983. 206: 227-37.
173. **Favard L, Bonnard C, Burdin Ph, Rosset Ph., Bertrand Ph., Queguiner A.** Etude expérimentale de la fixation primaire des cotyles visés. Influence du taraudage préalable. *Rev Chir Orthop.* 1992; 78:223- 28.
174. **Athanasίου K.A., Agarwal A., Dzida F.J.** Comparative study of the intrinsic mechanical properties of pelvic trabecular bone. *J Biomechanics.* 1993; 26: 523- 35.
175. **Standlee JP, Collard EW, Caputo AA.** Dentinal effects caused by some twist drills and retentive pins. *J Prosth Dentistry.* 1970; 24:185-92.
176. **Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN.** Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontum created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970; 41: 30- 5.
177. **Brodsky JF, Caputo AA, Furtzman LL** Root tipping: A photoelastic- histopathologic correlation. *Am J Orthodontics.* 1975; 67: 1- 11.
178. **Thayer HH. Caputo AA.** Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J. Prosth Dentistry.* 1980; 43:611-7

179. **Thayer HH, Caputo AA.** Occlusal force transmission by overdenture attachments. Additional studies. *J Prosth Dentistry*. 1979; 41:266.
180. **Cehreli MC, Iplikcioglu H, Bilir OG.** The influence of the location of load transfer on strains around implants supporting four unit cement-retained fixed prostheses: in vitro evaluation of axial versus off-set loading. *J Oral Rehabil*. 2002; 29:394-400.
181. **Gross MD, Nissan J, Samuel R.** Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosth Dentistry*. 2001; 85:442-9.
182. **Hughes M., Sebe G., Hague J., Hill C., Spear M., Mott L.** An investigation into the effects of microcompressive defects on interphase behaviour in Hemp.-epoxy composites using half-fringe photoelasticity. *Composite Interfaces*. 2000; 7:13- 29.
183. **Pawlak A., Zinck P., Galeski A., Gerard J.F.** Photoelastic studies of residual stresses around fillers embebed in a epoxy matriz. *Macromolecular Symposia*. 2001. 169: 197- 210.
184. **Aben H, Ainola L., Antón J.** Integrated photoelasticity for nondestructive residual stress measurements in glass. *Optics Lassers Eng*. 2000; 33: 49- 64.
185. **Ries M.D., Salehi A., Shea J.** Photoelastic análisis of stresses produced by different acetabular cups. *Clin Orthop Related Res*. 1999. 369: 166-74.
186. **Loebig T, Anderson D.** Comparison of three dimensional photoelastic stress measurements to strain gauge in human cadaver femur. *Proceedings of the 21st Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*. 1997.
187. **Schierie HP, Schmelzeisen Rahn B, Pytlik C.** One or two plate fixation of mandibular angle fractures?. *J Craniomaxillofac Surg*. 1997; 25: 162- 8.
188. **Haug RH, Fattahi TT, Goltz M et al.** A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg*. 2001; 59: 1199-210.

189. **Dimitroulis G.** Management of fractured mandibles without the use of intermaxillary wire fixation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60: 1435- 8.
190. **Maurer P, Syska E, Eckert AW, Berginsky M, Schubert J.** The FAMI screw for temporary intermaxillary fixation. Report of experiences for extending indications. *Mund Kiefer Gesichtschr.* 2002; 6:36-2.
191. **Thaller SR, Reavie D, Daniller A.** Rigid internal fixation with miniplates and screws: a cost-effective technique for treating mandible fractures ?. *Ann Plast Surg.* 1990; 24: 469- 74.v
192. **Hoffman WY, Barton RM, Price M, Mathes SJ.** Rigid internal fixation vs. Traditional techniques for the treatment of mandible fractures. *J Trauma.* 1990; 30: 1032- 35.
193. **Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z.** Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 28: 445- 50.
194. **Haug RH, Street CC, Goltz M.** Does plate adaptation affect stability?. A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. *J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 60:1319- 26.
195. **Hertford AS, Ellis E.** Use of a locking reconstruction bone plate/screw system for mandibular surgery. *J Oral Maxillofac Surg.* 1998; 56: 1261-5.
196. **Klotch DW, Gal TJ, Gal RL.** Assessment of plate use for mandibular reconstruction: Has changing technology made a difference?. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1999; 121: 388- 92.
197. **Gutwald R.** Biomechanical stability of an internal mini fixation system in maxillofacial osteosynthesis. *J Med Biol. Eng Comp.* 1999; 37:S280.
198. **Alpert B, Gutwald R, Schmelzeisen R.** New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med.* 2003. 52: 120- 7.



199. **Kim YK, Yeo HH, Lim SC.** Tissue response to titanium plates: a transmitted electrón microscopic study. *J Oral Maxillofac Surg.* 1997; 55: 322- 6.
200. **Moreno JC, Fernández A, Ortiz JA, Montalvo JJ.** Complication rates associated with different treatment for mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 2000; 58: 273- 80.
201. **Kim YK, Nam KW.** Treatment of mandible fractures using low profile titanium miniplates: preliminary study. *Plast Reconstruc Surg* 2001; 108: 38- 43.
202. **Séller KU, Richter G, Schneider M, Eckelt U.** Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis in mandibular fractures: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002; 31: 78- 83.
203. **Finlay J.B., Bourne R.B., Landsberg R.P.D., Andreae P.,** Pelvic stresses in vitro. I. Malsizing of endoprotheses. *J Biomechanics.* 1986. 19: 703-14.

### Fe de erratas.

1. Página 47. 2º párrafo. 4ª línea. 4ª palabra. Donde dice *birrefrigencia* debe decir *birrefringencia*.
2. Página 73. Párrafo 1º. 4ª línea. 5ª Palabra. Donde dice *dentativa* debe decir *dentaria*.
3. Página 85. 4º Párrafo. 2ª línea. 5ª palabra. Donde dice *manifiestaba* debe decir *manifestaba*.
4. Página 122. Párrafo 1º. Decimoquinta línea. Undécima palabra. A pesar del hiato *atenúan* no debe separarse entre la *u* y la *a*.
5. Página 143. 4º párrafo. 2ª línea. Entre *lugares* e *inserción* debe escribirse *de*.

### Nota.

La fórmula de diferencial de tensiones entre dos puntos dados es:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f_g}{h}$$

donde:

$N$  es el orden de franja.

$f_g$  es el valor de franja del material, constante para cada longitud de onda ( $\lambda$ )

$h$  es el espesor del material.

A pesar de que el orden de franja " $N$ " se nombra con mayúscula, en el texto se ha reservado la  $N$  mayúscula como abreviatura de Newton y se emplea la  $n$  minúscula para referirse al orden de franja.